

Université de Montréal

Activité EMG au niveau du membre supérieur : étude à l'aide d'un fantôme

Par

David Filion

Institut de génie biomédical

Faculté de médecine

Mémoire présenté à la faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de maîtrise ès sciences appliquées (M.Sc.A)
en génie biomédical

30 août, 2006

©, David Filion, 2006



W
4
U58
2007
v.024

AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Activité EMG au niveau du membre supérieur : étude à l'aide d'un fantôme

Présenté par :

David Fillion

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Robert A. LeBlanc
président-rapporteur

Pierre A. Mathieu
Directeur de recherche

Alain Vinet
Membre du jury

Résumé

En électromyographie (EMG), il existe peu de modèles mathématiques permettant soit de simuler l'activité musculaire pouvant être captée à la surface d'un membre (modèles directs) ou, à partir de signaux réels captés en surface, en expliquer l'origine (modèles inverses) à l'aide de représentations dipolaires. Il s'en suit que très peu de montages expérimentaux ont été développés pour valider ces modèles.

C'est pour pallier à ce manque qu'un montage expérimental représentant le membre supérieur humain a été élaboré. Il s'agit essentiellement d'un bassin rempli d'une solution saline autour duquel sont placées 16 électrodes d'enregistrement. Pour simuler l'activité musculaire, 2 électrodes collées à une tige isolante forment un dipôle qui est placé à un endroit précis dans le milieu conducteur. Jusqu'à trois sources de courant ont été utilisées simultanément pour tenter de rendre le montage plus réaliste. À l'aide de ce montage, des signaux ont été acquis dans des conditions différentes en vue d'établir la validité d'un modèle de l'activité EMG applicable au niveau du bras.

Deux séries d'acquisitions ont été réalisées. Dans un premier temps, une seule source a été utilisée dans le bassin et les données vont servir à vérifier la sensibilité du modèle. Dans un second temps, de deux à trois dipôles ont été activés pour simuler des situations plus complexes. Ces acquisitions faites à

l'aide du montage expérimental ont permis de faire une validation préliminaire d'un modèle mathématique permettant d'expliquer une distribution de potentiel à partir de la position radiale et angulaire de dipôles de différentes tensions placés dans un milieu conducteur circulaire

Parallèlement au travail sur le bassin, un prototype d'une matrice d'électrode a été développé pour permettre l'acquisition de signaux EMG au niveau du bras de sujets humains, comprenant 16 colonnes de 3 électrodes uniformément distribué autour d'un support élastique, cette nouvelle matrice résout différents problèmes rencontrés avec un ancien brassard d'électrodes.

Mots clés : Électromyographie, fantôme, brassard, matrice d'acquisition

Abstract

In electromyography (EMG), few mathematical models are available to either represent the surface muscular activity (direct models) of a limb or, with real signal recorded from the surface of a limb, explain the origin of the signal (inverse models) using dipolar models. Therefore few experimental apparatus have been developed to validate these models.

For this reason, it was decided to create an experimental setting that represents the upper human arm. The phantom consists of a tank filled with saline solution surrounded by 16 recording electrodes. To simulate the muscular activity, two electrodes are glued to an insulated stick to form a dipole. This dipole is then inserted in a precise location within the conductive solution. To make the settings more complex, up to 3 sources have been used in the phantom. To eventually validate the parameters of an EMG mathematical model usable for the arm, signals have been recorded using this setting under various conditions.

Two series of signal have been recorded. First, data were collected using only one dipole. These results will be used to verify the sensitivity of the models. Second, two or three dipoles are used to simulate complex situations. With these results, we were able to partially validate a mathematical model that can explain the potential distribution from radial and angular positions of dipoles with multiple amplitudes placed in a circular conductor environment.

Simultaneously with the work performed with the phantom tank and to further investigate EMG activity signals of the human arm, a prototype of an electrode array was also developed to resolve the flaws associated with a previous model. The latest prototype is 16 x 3 array of electrodes evenly distributed on a elastic band.

Keywords: Electromyography, phantom, armband, electrode array.

Table des matières

Résumé	iii
Abstract.....	v
Table des matières	vii
Liste des figures.....	ix
Liste des tableaux	xii
Liste des abréviations	xiii
Remerciements	xiv
CHAPITRE I : INTRODUCTION	1
CHAPITRE II : REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	5
2.1 Introduction	5
2.2 Protocoles expérimentaux.....	5
2.2.1 Fantômes.....	5
2.2.2 Dipôles.....	9
2.3 Électrodes	11
2.4 Signaux	17
2.4.1 EMG de sujets humains.....	17
2.4.2 Analyse de signaux.....	20
CHAPITRE III : MÉTHODOLOGIE.....	26
3.1 Matériel.....	26
3.2 Traitement des signaux	31
3.3 Protocoles	33
CHAPITRE IV : RÉSULTATS.....	38
4.1 Premier objectif : développer un montage expérimental simulant le membre supérieur	38
4.1.1 Essais à un dipôle	38
4.1.2 Essais à dipôles multiples	44
4.2 Second objectif : prototype de matrice d'acquisition	55

CHAPITRE V : DISCUSSION	61
5.1 Retour sur le premier objectif.....	61
5.2 Difficultés et limites du montage expérimental.....	72
5.3 Retour sur le deuxième objectif.....	74
CHAPITRE VI : CONCLUSION.....	76
Références	80
Annexe A : Exemple d'un modèle mathématique.....	i
Annexe B – Exemple de signaux EMG captés au niveau du membre supérieur de trois sujets	iv
Annexe C – Source dipolaire.....	vii

Liste des figures

Figure 2.1	Dipôle utilisé par Leahy et al. [37] en EEG	10
Figure 2.2	Brassard d'électrode 3 x 8	13
Figure 2.3	Matrice d'électrode flexible développée par Lapatki et al. (2004)	14
Figure 2.4	Formes des matrices d'électrodes utilisées par différents auteurs.....	16
Figure 3.1	Photo du montage	27
Figure 3.2	Schéma du circuit alimentant un dipôle	29
Figure 3.3	Dipôle servant de source de courant	30
Figure 3.4	Numérotation des électrodes autour du bassin	30
Figure 3.5	Comparaison d'un signal non corrigé et corrigé (pour tenir compte du DC)	32
Figure 3.6	Déplacements possibles d'un dipôle dans le bassin	33
Figure 3.7	Dipôles très rapprochés à fréquences distinctes	36
Figure 4.1	Tension enregistrée aux électrodes 4, 5 et 6 lors d'une variation de la hauteur du dipôle dans le bassin.....	39
Figure 4.2	Version agrandie des tensions enregistrées aux électrodes 4 et 6 de la fig 4.1	40
Figure 4.3	Tension enregistrée à l'électrode la plus proche du dipôle en fonction de la distance entre le dipôle et l'électrode.....	41
Figure 4.4	Tension enregistrée aux électrodes d'acquisition lors d'un déplacement angulaire d'un dipôle.....	42
Figure 4.5	Tension enregistrée à l'électrode principale (électrode 5) lors d'une variation de la tension relative d'entrée du dipôle	43

Figure 4.6	Tension enregistrée aux électrodes voisines (#1 à 4 et 6 à 9) de l'électrode principale (#5) lors d'une variation de la tension relative d'entrée du dipôle	43
Figure 4.7	Tension enregistrée à l'ensemble des électrodes en fonction de la fréquence du signal (32 et 45 Hz) du signal émis par le dipôle.....	45
Figure 4.8	Tensions enregistrées à l'électrode 5 et à l'électrode 4 en fonction de la distance entre un dipôle fixe près de l'électrode principale et d'un dipôle s'éloignant de façon radiale du bord vers le centre du bassin.....	46
Figure 4.9	Tension aux électrodes lors d'un déplacement angulaire d'un dipôle mobile (m) par rapport à deux dipôles fixes.....	47
Figure 4.10	Tension aux électrodes lors d'un déplacement angulaire d'un dipôle mobile (m) par rapport à deux dipôles fixes.....	48
Figure 4.11	Signal enregistré à l'électrode 10 lorsque deux sources collées sont activées l'une après l'autre, puis en même temps.....	49
Figure 4.12	Tension enregistrée aux électrodes lorsque deux dipôles sont rapprochés avec le minimum de distance et activé individuellement et les deux en même temps	50
Figure 4.13	Signal enregistré (A) et spectre de fréquence du signal (B) aux électrodes 5 et 6 alors qu'un dipôle de 45 Hz est placé face à l'électrode 5 et simultanément un de 32 Hz est placé devant l'électrode 6.....	51
Figure 4.14	Signal enregistré (A) et spectre de fréquence du signal (B) aux électrodes 5 et 6 alors qu'un dipôle de 45 Hz est placé face à l'électrode 5 et simultanément un de 32 Hz est placé devant l'électrode 6.....	52
Figure 4.15	Tension enregistrée aux électrodes en présence de trois dipôles dont l'intensité varie entre 50 % et 100 % de 2 V	53

Figure 4.16	Tension enregistrée aux trois électrodes principales lorsqu'un des dipôles s'éloigne radialement de la paroi du bassin alors que les deux autres sont fixes.....	54
Figure 4.17	Matrice initiale servant de guide aux électrodes pour le prototype de brassard d'acquisition des signaux EMG.....	59
Figure 4.18	Bande élastique se plaçant par dessus la matrice guide et contenant les électrodes d'Ag/AgCl.....	60
Figure 5.1	Signal enregistré par les électrodes lorsque le dipôle effectue une rotation de 180 sur lui-même.....	68
Figure 5.2	Distribution des potentiels en présence et en absence d'un obstacle entre le dipôle et l'électrode d'enregistrement.....	69
Figure A.1	Répartition des colonnes d'électrodes autour du bras d'un sujet.....	iii
Figure B.1	Tension enregistrée aux électrodes du membre supérieur de trois sujets lors d'une contraction isométrique et isotonique du biceps.....	v
Figure B.2	Résultats obtenus avec le modèle mathématique pour les enregistrements présentés à la fig. B.1.....	vi
Figure C.1	Courbes analytique et expérimentale de la tension en fonction de la distance.....	ix

Liste des tableaux

Tableau 2.1	Caractéristiques des électrodes utilisées lors des expérimentations pour chaque groupe d'auteurs.....	14
Tableau 3.1	Caractéristiques du montage utilisé.....	26
Tableau 3.2	Caractéristiques des circuits d'alimentation des dipôles.....	29
Tableau 4.1	Taux de variation moyen normalisé de la tension enregistrée en fonction de la tension d'entrée.....	44

Liste des abréviations

Ag : Argent

AgCl : Chlorure d'argent

CMT : Charcot-Marie-Tooth

CMV : Contraction Maximale Volontaire

ECG : Électrocardiographie

EEG : Électroencéphalographie

EMG : Électromyographie

FMV : Force Maximale Volontaire

MNs : Motoneurones

PAs : Potentiel d'action

PAUM : Potentiel d'action d'unité motrice

RMS : « Root Mean Square » : Valeur quadratique moyenne

UMs : Unités motrices

Vcc : Tension crête à crête

Remerciements

Je tiens à remercier mon directeur de recherche, Pierre A. Mathieu, sans lequel ce travail aurait été beaucoup plus long et difficile à réaliser. Je tiens à le remercier particulièrement pour son soutien constant tout au long de mon projet et ce, malgré les épreuves au travers des quels il est récemment passé. Sa grande disponibilité et sa rapidité à répondre aux différentes questions ont permis de faire avancer rapidement le présent ouvrage.

Merci également à MM Robert A. LeBlanc et Robert Guardo qui m'ont grandement aidé à différents moments lors de ma maîtrise. M. LeBlanc pour ses conseils et ses suggestions dans les derniers instants de ma rédaction, en l'absence de M Mathieu. M. Guardo pour les conseils et le matériel emprunté qui m'ont permis de réaliser en grande partie le montage expérimental.

Merci aux différents étudiants du laboratoire pour l'aide apportée tout au long du projet, pour les discussions agréables et les idées m'ayant aidé. Je dois absolument remercier ma famille et mes amis qui ont su me supporter tout au long de mes études. Merci à tous ceux qui ont bien voulu me donner un petit coup de pouce pour me motiver dans mes moments plus difficiles. Un plus grand merci à ceux qui m'ont botté les fesses.

CHAPITRE I : INTRODUCTION

Le corps humain possède plus de 600 muscles qui, reliés au squelette, permettent différents mouvements. La contraction musculaire permettant le mouvement est due à l'action des motoneurones (MNs) qui causent l'excitation des fibres musculaires qui y sont rattachées. Cette excitation est associée à un signal électrique, appelé électromyogramme (EMG) qui peut être capté soit à l'aide d'aiguilles ou fils insérés dans le muscle ou, de manière non-invasive, par des électrodes placées sur la peau au-dessus du muscle à étudier.

Dans l'approche invasive, la zone de captation de certaines électrodes est si restreinte qu'il est possible d'enregistrer l'activité d'une seule fibre musculaire. Avec des électrodes un peu plus grosses, il est possible de faire l'acquisition des potentiels d'action (PAs) de plusieurs fibres appartenant à plusieurs unités motrices (UMs). Comme une UM est constituée d'un MN et des fibres qui y sont attachées, de tels potentiels sont appelés potentiels d'action d'unités motrices ou PAUMs. La stabilité de ces enregistrements est précaire car un faible déplacement de l'aiguille entraîne l'enregistrement d'autres fibres. De plus, de par leur nature invasive, ces acquisitions peuvent être inconfortables pour le sujet, ce qui limite la durée des enregistrements et la fréquence avec laquelle on les réalise.

Par contre, lorsqu'on se sert d'électrodes de surface, les signaux dépendent aussi de l'activité musculaire localisée au voisinage immédiat des électrodes, mais vu que leur surface est assez importante (quelques mm^2), les signaux captés couvrent une zone plus grande que celle des électrodes implantées. Les électrodes de surface ne causant aucun inconfort aux sujets, les séances d'acquisition peuvent être longues et on peut les répéter facilement.

Toutefois, puisque la zone de captation est plus grande, il devient difficile, voir impossible, de localiser exactement l'origine du signal. Pour ce faire, des modèles mathématiques ont été développés. Dans ce cadre, on place une source de courant dans un milieu représentant un membre et on tente de calculer le signal qui devrait être enregistré à la surface. Il s'agit d'un modèle direct. D'autre part, on peut tenter d'expliquer la répartition des signaux enregistrés à la surface à partir de diverses sources de courant actives à l'intérieur du milieu en calculant leur position et leur intensité. Ces modèles doivent être validés et, pour ce faire, il est important de développer des montages expérimentaux appropriés où les variables d'intérêt peuvent être facilement contrôlées.

En ce qui concerne les signaux EMG de surface, plusieurs facteurs peuvent en influencer les caractéristiques. Les principaux facteurs sont : la position et la dimension des électrodes, leur type (matériel, forme), la préparation de la peau et la position du muscle à l'intérieur du membre relativement aux électrodes. Lorsqu'un membre est en déplacement, ces caractéristiques vont changer en

fonction du niveau de la force produite et de la vitesse du mouvement et la situation devient plus complexe.

Une fois l'enregistrement du signal EMG effectué, plusieurs types d'analyse du signal sont possibles. L'amplitude du signal, sa puissance, son contenu fréquentiel ou sa valeur quadratique moyenne (valeur RMS) sont souvent utilisés. Avec les électrodes implantées, on peut extraire du signal des informations concernant la fréquence de décharge des MNs responsables de la contraction, on peut étudier la synchronisation de ces décharges ou les patrons de recrutement des UMs. Dans certains cas, il est intéressant d'évaluer la vitesse de conduction du signal électrique dans ces fibres musculaires ou l'effet de la fatigue.

L'étude des signaux EMG peut grandement servir au niveau médical, tant au niveau des diagnostics qu'au niveau du soin des patients souffrant de divers problèmes musculaires. De plus, la localisation précise de l'origine de l'activité musculaire peut être utilisée pour gérer le type de mouvement ainsi que sa précision au niveau de prothèses myoélectriques multifonctionnelles.

Dans le but éventuel de faire la validation de modèles mathématiques, un premier objectif de cette recherche est de développer un montage expérimental de base qui permettra d'obtenir une série de signaux simples représentant les caractéristiques considérées par ces modèles mathématiques. Puisque les

paramètres de ces signaux sont connus, il sera possible de vérifier l'efficacité et la précision des modèles mathématiques.

Le second objectif de cette recherche est de développer un prototype de matrice d'acquisition permettant de capter les signaux EMG tout autour du membre supérieur des sujets. Cette nouvelle matrice devra répondre à différents critères qui causeraient des problèmes lors des acquisitions faites avec un modèle précédent [10] (nombre d'électrode, interpolation des données, facilité d'installation, etc.).

Suite à une revue de littérature, on présentera les principales caractéristiques du montage expérimental que nous avons développé. Suivra un chapitre sur les résultats obtenus ainsi que sur le prototype de brassard que nous préconisons pour acquérir des signaux EMG tout autour du membre supérieur. On présente ensuite une discussion concernant les données recueillies et une conclusion termine le tout.

CHAPITRE II : REVUE DE LA LITTÉRATURE

2.1 Introduction

Notre revue de la littérature est divisée en trois sections. Dans un premier temps, il sera question de protocoles expérimentaux. On abordera d'abord l'utilisation de fantômes puisqu'on cherche à développer une approche permettant d'obtenir des signaux expérimentaux bien contrôlés. On vise aussi l'acquisition de signaux chez les humains. Puisque les résultats acquis sont influencés par le matériel utilisé, la seconde section portera donc sur les électrodes utilisées pour capter le signal EMG tout autour du membre supérieur. Finalement, on abordera les signaux proprement dits. D'abord en regardant les signaux dans leur ensemble, puis en discutant des traitements et des analyses faits à partir de ceux-ci.

2.2 Protocoles expérimentaux

2.2.1 Fantômes

Il est question ici de tenter, à l'aide de dipôles placés dans un volume, de reproduire des distributions de potentiel semblables à celles obtenues en laboratoire chez des sujets humains. En EMG, très peu d'essais en relation avec le volume conducteur sont rapportés dans la littérature. Ceci est bien différent du champ de l'électrocardiographie (ECG) et de l'électroencéphalographie

(EEG) où plusieurs expériences ont été réalisées sur des fantômes où des dipôles de courant avaient été insérés. Alors que certains groupes de chercheurs se concentrent sur les mathématiques concernant la localisation des sources de courant à l'intérieur d'un milieu physiologique, d'autres ont développé des appareils et du matériel servant à générer des signaux ECG et EEG synthétiques.

Le fantôme sert à simuler un objet ou un organe et la forme utilisée peut être d'allure générale et simplifiée ou être une reproduction assez exacte de la réalité. Dans la littérature, on trouve plusieurs fantômes en EEG et en ECG. Ces fantômes sont généralement remplis d'une substance conductrice (liquide ou gélatineuse) qui permet le passage du signal électrique. Ce signal est habituellement généré par une source de courant appelée dipôle. Ces fantômes ont majoritairement pour but de générer des signaux avec lesquels on valide des modèles mathématiques.

En EEG, les fantômes peuvent ne consister qu'en une simple sphère en acrylique [22] ou de plastique [55]. Toutefois, ils peuvent aussi être beaucoup plus complexes, comme le crâne moulé en plastique de Gransberg et al. [24] ou de Menninghaus et al. [41]. Certains auteurs vont même jusqu'à utiliser un crâne humain plongé dans une solution saline afin que la paroi osseuse prenne les caractéristiques conductrices désirées [3]. Pour s'approcher le plus possible de la réalité, Leahy et al. [37] ont même ajouté une couche de peau synthétique

préparée spécialement afin d'obtenir un rapport de conductivité physiologiquement adéquat entre le milieu salin, la peau et l'os. Pour vérifier certaines propriétés de la continuité du matériel, d'autres auteurs comme Heasman et al. [26] n'utilisent qu'une partie du crâne.

En ECG, on essaie aussi depuis longtemps de reproduire expérimentalement des conditions qui permettent de simuler les signaux ECG. Par exemple, Gabor et al. [20] en 1954 utilisaient un fantôme moulé en forme de thorax humain avec un dipôle placé à la hauteur du cœur. Ils ont même placé des obstacles représentant la colonne et le sternum ainsi qu'une zone à conductance plus faible représentant les poumons afin de rendre leurs simulations plus réalistes. De son côté, Schubert [54] utilisait plusieurs sources dipolaires afin de mieux représenter l'ECG. Plus récemment, alors que Fenici et al. [19] retournent à des formes plus simples telles un bassin rectangulaire de 50 x 60 cm pour valider la précision de la localisation tridimensionnelle d'une source de courant, d'autres comme MacLeod et al. [40] et Pesola et al. [46] continuent d'utiliser des moules de thorax humain pour avoir la forme exacte du volume conducteur et la position précise du cœur à l'intérieur de celui-ci.

Ces fantômes sont remplis d'une substance conductrice. Pour Heasman et al. [26] et Fenici et al. [19], cette substance est généralement une solution physiologique normale (0.9 % NaCl) avec une conductivité de 0.21 S/m. Cette

valeur est équivalente à la résistivité de $500 \Omega \text{ cm}$ utilisée par MacLeod et al. [40] (qui, une fois converti, donne une conductivité de 0.2 S/m).

En EMG, nous avons identifié un seul fantôme. Il s'agit de celui de Kuiken et al. [34] qui utilisent un cylindre de 10 cm de diamètre par 30 cm de hauteur dans lequel de la viande hachée cuite a été placée pour représenter un muscle. Un courant électrique est appliqué aux extrémités du cylindre. Le signal électrique se propageant dans la viande dans le cylindre simule le signal nerveux se déplaçant dans le muscle. Autour de ce fantôme, 8 paires d'électrodes (diamètre de 6 mm, espacement de 6 cm) étaient placées à la surface du cylindre et 3 paires (diamètre de 4 mm) placée à l'intérieur du milieu conducteur. Pour placer les paires d'électrode à l'intérieur du modèle et alimenter les pôles, un fil rigide a été utilisé. Les deux premières paires d'électrodes étaient respectivement à 2 et 4 cm de profondeur et leurs pôles étaient distancés de 6 cm. La troisième paire d'électrode était aussi à 2 cm de profondeur, mais avec une distance entre ses pôles de 24 cm. Facile à réaliser, ce modèle se rapproche un peu des caractéristiques physiologiques du bras humain. Toutefois, le passage du courant électrique causerait une légère augmentation de la conductivité de la viande (probablement du à son réchauffement et à l'assèchement de la viande). Ce fantôme a été utilisé pour valider un modèle par élément fini. Une forte corrélation a été trouvée entre les données enregistrées et celles calculées à l'aide du modèle (une erreur

d'amplitude de signal généralement inférieure à 5 %), validant ainsi le modèle par éléments finis.

2.2.2 Dipôles

Pour construire leurs dipôles en EEG ou en ECG, Manninghaus et al. [41], Gharib et al. [22] et Pesola et al. [46] ont simplement utilisé des fils torsadés qui ont été séparés à leur extrémité pour former un T avec une distance de 5 mm entre les pôles. Ces fils alimentant les dipôles étaient placés dans un tube rigide les isolant du milieu conducteur et qui servait aussi de guide pour permettre un positionnement facile dans le milieu conducteur. Pour une isolation efficace entre les fils alimentant les pôles et le milieu conducteur un câble coaxial peut aussi être utilisé, mais sa rigidité n'est pas toujours suffisante pour permettre un positionnement précis des dipôles dans le milieu. C'est pourquoi Baillet et al. [3] l'ont placé dans un petit tube de verre. De façon concrète, un dipôle coaxial utilisé par Leahy et al. [37] lors d'essais en EEG est illustré à la figure 2.1. La gaine extérieure (1.65 mm) permet d'isoler le fil conducteur du milieu salin, alors que la partie de 2 mm de longueur à l'extrémité droite isole les pôles l'un de l'autre.

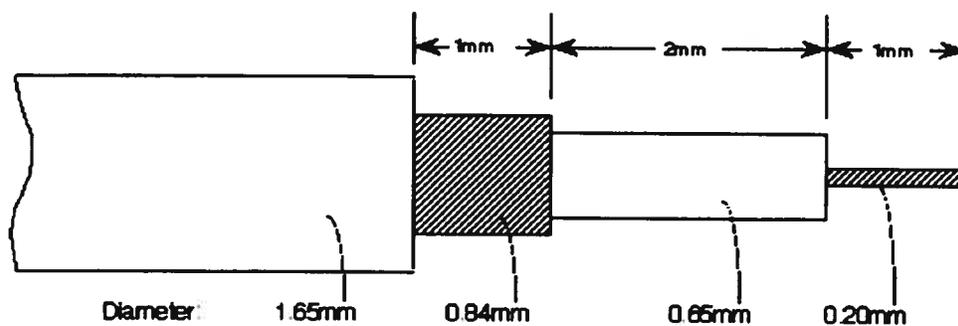


Fig. 2. 1 Dipôle utilisé par Leahy et al. [37] en EEG. Les zones grises représentent les pôles alimentés par le courant alors que les zones blanches représentent l'isolant.

Avec des formes similaires au T, toujours en EEG, Sutherling et al. [55] et Gransberg et al. [24] apportent de légères variations aux fils torsadés. Les pôles du premier sont formés de deux petites sphères de 1 mm de diamètre séparées de 9 mm alors que ceux du second sont deux petits bâtonnets symétriques encastrés dans un tube de verre dont seuls les bouts distancés de 14 mm sont exposés.

D'un groupe à l'autre, les matériaux utilisés pour créer ces dipôles varient. Pesola et al. [46] utilisent l'argent, Gharib et al. [22] le cuivre, Sutherling et al. [55] l'or et Gransberg et al. [24] ont utilisé le carbone.

Peu d'auteurs discutent des tensions et des courants utilisés pour activer leurs dipôles. En EEG, Gharib et al. [22] mentionnent simplement qu'ils utilisent une onde carrée, alors que Gransberg et al. [24] utilisent une sinusoïde (10 Hz, 0.1 mA). Dans le même domaine, Baillet et al. [3] utilisent une source de courant

de $2 \mu\text{A}$ pour une dipôle de 7 mm de long, donc un dipôle équivalent de $14 \text{ nA}\cdot\text{m}$. De leur côté, Fenici et al [19] utilisent une source de 10 mA suffisante selon eux pour la cardiographie avec 36 canaux.

2.3 Électrodes

Le signal EMG étant influencé par les caractéristiques des électrodes utilisées, plusieurs travaux ont été consacrés à cet aspect technique. Ainsi, Alemu et al. [1] ont trouvé qu'en réduisant la distance entre les électrodes, on augmentait le contenu spectral du signal acquis. De leur côté, Beck et al. [5] ont constaté que plus la distance inter-électrodes était petite, meilleure était l'estimation de la vitesse de conduction. Pour leur part, Farina et al. [18] et Roy et al. [52] trouvent que la position des électrodes relativement au muscle sous étude est très importante et une standardisation des conditions expérimentales est suggérée. Quant à Dimitrova et al. [12], ils trouvent que la dimension des électrodes influence le signal : la taille dans le sens longitudinal du muscle a une plus grande influence que celle dans le sens transverse. Selon la dimension, la position et l'orientation des électrodes, un poids différent est donné aux signaux générés par les différentes UMs donnant lieu à une contraction. Les électrodes de surface ont des zones de captation limitées. Pour Barkhaus et al. [4] et Roeleveld et al. [51], la profondeur maximale à laquelle les unités motrices ont une influence sur le signal acquis en surface serait de 20 mm.

Comme l'interface entre l'électrode et la peau peut induire du bruit dans le signal EMG, il est donc important de réduire au maximum l'effet de cette interface. Hewson et al. [28] ont étudié cet aspect et ont trouvé qu'un bruit significatif peut être causé par une mauvaise préparation de la peau. Un rasage et un bon nettoyage de l'endroit où seront placées les électrodes est donc important, mais une abrasion supplémentaire de la peau ne semblerait pas être nécessaire selon eux.

Finalement, Hermens et al. [27] résument ce qui est généralement utilisé pour les acquisitions EMG. Les électrodes les plus utilisées sont en argent (Ag/AgCl). Le diamètre le plus usuel est de 10 mm et la distance entre les électrodes est alors de 20 mm. Comme mise à la terre, une électrode de référence est souvent placée au niveau du coude ou d'un tendon (donc d'un tissu dépourvu d'activité musculaire). L'impédance enregistrée entre la peau et l'électrode se situe idéalement entre 5 et 10 k Ω .

Que ce soit au niveau du type même d'électrode, de la disposition des électrodes ou de la préparation des sujets, chaque projet de recherche a ses particularités. On trouve des montages portant uniquement sur un ou quelques muscles. Ainsi, Côté et Mathieu [10] font état d'une matrice d'électrodes qui couvre la circonférence complète du bras avec 3 rangées de 8 électrodes qui sont intégrées à un brassard élastique. Chacune de ces électrodes d'Ag/AgCl fait 10 mm de diamètre et sont espacées de 40 mm. Ce brassard est maintenu

attaché autour du bras à l'aide d'une bande de velcro (figure 2.2). Celui-ci et le connecteur reliant le brassard au système d'acquisition laisse cependant un certain espace non couvert par les électrodes.

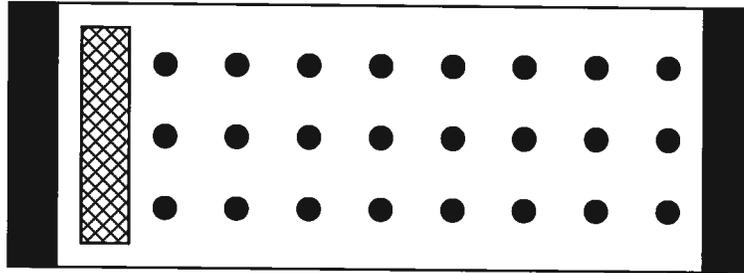


Fig. 2. 2 Brassard d'électrode 3 x 8. La zone en noir correspond au velcro servant à attacher le brassard. La zone hachurée représente l'endroit où se situe le connecteur reliant les électrodes (points noirs) au système d'acquisition [10].

Quant à Lapatki et al. [36], ils ont travaillé spécifiquement au développement d'une matrice flexible en polyimide de 50 μm d'épaisseur, qui permet de tenir compte des contours inégaux des surfaces d'acquisition (figure 2.3). Un circuit imprimé intégré au matériel relie chacune des électrodes aux connecteurs. La matrice est appliquée sur la peau à l'aide d'une colle qui prend la forme exacte de la matrice sur la peau, mais qui laisse des espaces sans adhésif pour les électrodes. Afin d'éviter au maximum la compression des différentes couches tissulaires sous les électrodes, les électrodes ne ressortent que de 300 μm du brassard. Dans leurs travaux, Lindeman et al. [38] utilisent un petit coussin spongieux imbibé d'une solution saline comme électrodes.

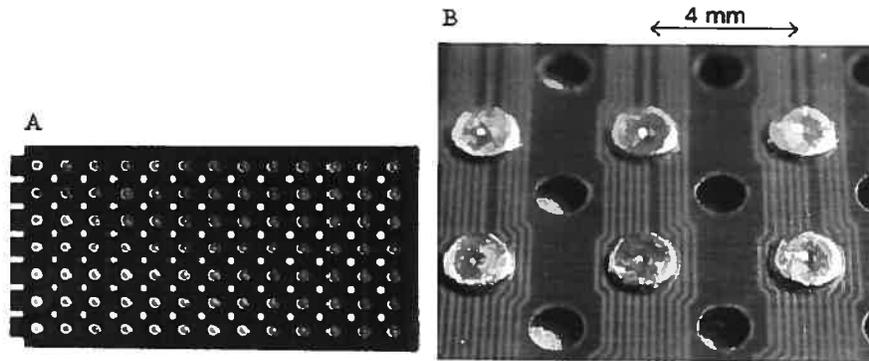


Fig. 2. 3 Matrice d'électrode flexible développée par Lapatki et al. (2004). L'ensemble de la matrice est présenté en A. La partie B de la figure montre un agrandissement de la matrice présentée en A. La matrice contient 13 x 7 électrodes d'argent de 1.95 mm de diamètre, séparée par 4 mm [36].

Auteurs	Dimension (mm)	Espacement (mm)	Matériel
[48]	Φ 1,2	6	Or
[30]	Φ 2	5	Or
[47]	10 x 1	10	Argent
[13]	Φ 0,5	5	Argent
[7]	Φ 1,2	10	Argent
[15]	Φ 8	20	Argent
[33]	Φ 5	10	Argent
[35]	Φ 2	10	Argent
[17]	5 x 1	10	Argent
[52]	5 x 1	10	Argent
[25]	10 x 1	10	Argent
[39]	10 x 1	12	Argent
[44]	Φ 4	11	Argent
[31]	N/A	5	Or

Tableau 2. 1 Caractéristiques des électrodes utilisées lors des expérimentations pour chaque groupe d'auteurs. Les chiffres en | | sont ceux apparaissant des références apparaissant à la fin du mémoire.

Plusieurs auteurs se sont intéressés au développement de matrices d'électrodes. Le tableau précédent (tableau 2.1) résume la situation concernant les approches utilisées par différents auteurs.

Hermens et al. [27] résumant de façon plus statistique les habitudes d'utilisation d'électrode en recherche. En résumé, on rapporte que la majorité des groupes de recherche utilisent une configuration bipolaire des électrodes, que celles-ci sont généralement fait d'une combinaison Ag/AgCl, qu'elles sont circulaires et d'une taille 8 ou 10 mm de diamètre. Il est important de noter que le nombre d'articles révisés par ces chercheurs est beaucoup plus grand que pour nous (144 articles [27]). Ces derniers tiennent compte de tous les muscles analysés à l'aide de l'EMG de surface alors que nous nous sommes concentrés sur les acquisitions faites au niveau du membre supérieur.

La disposition des électrodes change selon les objectifs du projet. Ainsi, une matrice construite pour acquérir des signaux en 2 dimensions permet d'aller chercher une information spatiale sur le signal. Par exemple, avec le montage de la figure 2.4 A, Christova et al. [7] ont trouvé une forte corrélation entre la force générée, la vitesse de conduction des fibres musculaires et la fatigue. Dès que la fatigue se présente, la vitesse de conduction diminue. Les résultats restent les mêmes peu importe la force générée, à l'exception du temps pris par le muscle avant d'être fatigué. Afin de vérifier l'influence de la position des électrodes par rapport à la zone musculaire active sur la vitesse de conduction et

le spectre de puissance moyen, Hogrel et al. [3#] utilisent un montage de 11 électrodes qu'ils peuvent facilement déplacer (figure 2.4 B). Finalement, Roeleveld et al. [49] se servent d'une configuration d'électrodes en croix permettant l'obtention de signaux placés comme ceux illustrés à la figure 2.4 C. Une comparaison est ensuite faite entre les signaux d'EMG de surface et ceux enregistrés avec une électrode implantée. La majorité des autres chercheurs n'utilisent qu'un nombre restreint d'électrodes et aucune disposition particulière n'est requise.

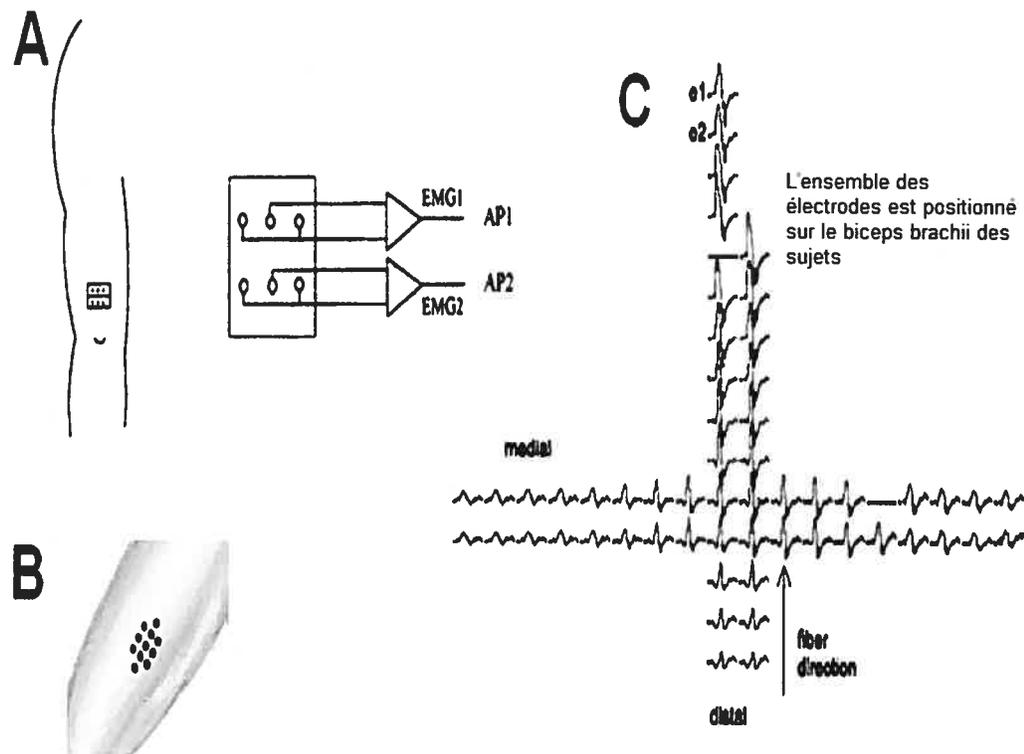


Fig. 2. 4 Formes des matrices d'électrodes utilisées par A) Christova et al. [7] B) Hogrel et al. [31] C) Roeleveld et al. [49]. La matrice montrée en C représente les signaux enregistrés. Une électrode est placée à l'endroit où chacun des signaux est enregistré.

2.4 Signaux

2.4.1 EMG de sujets humains

Pour tenter de mieux comprendre la physiologie musculaire et donc de pouvoir élaborer des thérapies adaptées aux nombreuses pathologies musculaires, diverses recherches ont été entreprises. Ainsi, on a trouvé que lors des acquisitions du signal EMG, le nombre de répétition, la position du membre et le niveau des efforts demandés aux sujets varient grandement d'un protocole de recherche à un autre.

Les exemples suivants ne constituent qu'un échantillon de cette diversité en ce qui concerne les acquisitions réalisées au niveau du bras ou de l'avant-bras. Pour pouvoir utiliser la configuration d'électrodes montrée à la figure 2.4 A, Christova et al. [7] ont demandé à 30 sujets droitiers, assis avec le bras parallèle au corps et l'avant bras en position de supination, d'effectuer des contractions du biceps à des niveaux de 25, 50 ou 75% de la contraction maximale volontaire (CMV). Entre chaque effort, un repos de 15 minutes était accordé afin d'éviter la fatigue. En gardant l'idée d'un effort musculaire important, Farina et al. [17] cherchent à comprendre le processus de recrutement de nouvelles UMs. Pour se faire, ils demandent à leurs 10 sujets d'effectuer une contraction du biceps et une rotation du coude afin de passer d'une force allant de 0 à 80% CMV en 3 s et de maintenir l'effort de 80% pour 11 s. Entre chaque effort en rampe, un repos de 10 min est accordé. Selon cette étude, certaines

propriétés du volume conducteur cacheraient la relation entre les caractéristiques spectrales du signal et l'estimation de la vitesse de conduction.

Dupont et al. [15] ont aussi demandé des contractions en rampe à 24 sujets droitiers. Assis, le tronc et les épaules attachées, le bras droit et le coude plié à 90°, ces derniers avaient à effectuer 3 séries de contractions en flexion, en supination et en flexion et supination. Ils ont trouvé que la supination et la flexion ont chacune leur patron de recrutement des UMs. Lorsque les deux mouvements sont exécutés, les deux patrons de recrutement sont présents. De leur côté, Sbriccoli et al. [52] tentent de démontrer la dépendance entre certaines caractéristiques du signal EMG et la vitesse de la contraction musculaire. Un effort en rampe a été demandé et la variation de la force est de 5, 10 ou 20% de la CMV par seconde. Les 9 sujets assis, attachés aux épaules avait le coude plié à 90°. Chaque vitesse est testée une fois par chaque sujet avec un repos de 30 min. entre les tests. Cinq sessions d'enregistrement ont été effectuées et chaque session était espacée de 2 jours. On a trouvé une forte dépendance entre la fréquence de décharge et le recrutement des unités motrices et la vitesse à laquelle le muscle est contracté. De façon similaire, Holtermann et al. [31] utilisent un effort sinusoïdal pour trouver le patron de recrutement des UMs à l'aide des différentes positions du signal (différences spatiales) au moment de l'activation musculaire. Les 15 sujets avaient la taille et le dos attaché. Avec le coude en flexion à 130°, ils doivent effectuer des contractions musculaires du bras où la force varie sinusoïdalement entre 0 à 80% FMV en

20 s. Les sujets doivent faire 3 efforts séparés chacun par un repos de 20 s. Les différences présentes dans le signal permettent d'étudier les variations lors du recrutement des UMs. Pour tester l'activité EMG dans des efforts de pronation et de supination, Gordon et al. [23] demandent à leurs 4 sujets de placer leur bras non dominant dans un appareil spécial. Leur coude est plié à 90° et l'épaule est en abduction de 5 à 10°. Cinq positions de l'avant-bras sont testées et à chaque position, un effort maximal de 3 s est demandé (de 3 à 5 s sont données pour atteindre un maximum stable). Ils trouvent que la supination génère une plus grande force lorsque le sujet est en position de pronation et vice versa. Afin de vérifier l'effet de la synchronisation des unités motrices sur le signal EMG enregistré en surface, Kleine et al. [33] demandent à leurs 10 sujets, le poignet attaché à une jauge de force, de positionner leurs bras avec un angle de 90° au niveau du coude. Une contraction de 15 minutes à 20 % CMV est alors exigée. Ils constatent que la synchronisation des motoneurones modifie le signal acquis. Lors des différents calculs effectués sur un signal acquis durant une période permettant aux MNs de se synchroniser, il faut tenir compte de cet effet.

De leur côté, Rainoldi et al. [47] cherchent à vérifier la répétitivité des acquisitions EMG. Couchés sur le dos, 10 sujets droitiers ont le bras droit en abduction à 90°, avec l'avant-bras à 120° du bras. Bras et avant-bras sont placés dans un brassard permettant d'enregistrer le niveau de la force. Des efforts randomisés de 30 s à 10, 30, 50 ou 70% CMV sont alors demandés. Pour tester

le niveau de fatigue, des contractions à force maximale sont enregistrées à la fin de l'expérience. La vitesse de conduction et la fréquence moyenne du spectre du signal EMG peuvent être utilisées comme outils pour tester la répétitivité des acquisitions qui est plus grande pour des sujets exécutant des efforts de 10% que des efforts de 70%.

2.4.2 Analyse de signaux

Pour identifier des déficiences musculaires, on compare fréquemment les signaux de patients à ceux captés chez des sujets sains comme l'ont fait Lindeman et al. [39], Roeleveld et al. [49] et Zwarts et al. [58]. Ainsi, les premiers cherchent à différencier les signaux EMG de patients atteints de dystrophie myotonique vs ceux de la maladie de Charcot-Marie-Tooth (CMT). Cette maladie regroupe des affections proches qui affectent les nerfs périphériques. Ils trouvent une variation au niveau des CMV et des ratios entre les valeurs RMS calculées pour les muscles agonistes et antagonistes entre ces groupes et le groupe contrôle. Ces différences pourraient être utiles pour vérifier la progression des maladies et les effets des interventions. Sachant qu'il est possible de détecter des UMs plus grosses à l'aide de macro électrode, Roeleveld et al. [49] tentent d'utiliser l'EMG de surface pour détecter ces mêmes UMs atteintes de poliomyélite. À l'aide de la technique non invasive, il est aussi possible de détecter de grosses UMs, donc de détecter cette pathologie. Quant à Zwarts et al. [58], ils ont étudié la fatigue musculaire qui est associée à

des variations au niveau de la vitesse de conduction des potentiels d'action le long des fibres musculaires. Comme certaines maladies causent une fatigue musculaire sans nécessiter un effort important ou soutenu de la part du sujet (paralysie hypokalémique périodique, conditions myopathiques et neurogéniques, fatigue pathologique), l'étude de la vitesse de conduction peut être utile pour diagnostiquer et suivre l'évolution de celles-ci.

Alors que certains groupes se penchent sur le meilleur moyen d'obtenir la vitesse de conduction, d'autres utilisent cette information pour caractériser l'effort musculaire. Par exemple, Rainoldi et al. [47] ont utilisé la vitesse de conduction et l'amplitude rectifiée et moyennée du signal pour démontrer la répétitivité des signaux EMG de surface lors de contractions répétées par un ou plusieurs sujets. Une petite variation existe quand la force produite se situe entre 10 et 50% CMV, mais au delà de 50% le signal est stable.

Sbriccoli et al. [53] étudient l'évolution des dommages causés par l'exercice physique et de la guérison à l'aide de l'EMG, de l'ultrasonographie et des enzymes sanguins. Pour eux, l'EMG de surface est un indicateur précoce de dommages musculaires. Quant à Peach et al. [45], ils valident l'utilisation de paramètres spectraux de l'EMG comme outil d'évaluation de la réadaptation suite à des problèmes musculaires dans le bas du dos

Arabadzhev et al. [2] et Beck et al. [5] ont étudié l'effet de la position des électrodes sur les caractéristiques du signal EMG et les résultats sont considérés meilleurs lorsque l'espace entre les électrodes est le plus petit possible [5]. Hogrel et al. [31] insistent sur le fait que plusieurs autres facteurs méthodologiques (effort demandé, position du sujet) peuvent grandement influencer les signaux acquis, donc la vitesse de conduction qui en est déduite. Pour leur part, Zwarts [57] et Lange et al. [36] discutent de méthodes utilisées pour l'extraction de la vitesse. Ils trouvent que la vitesse de conduction est plus élevée si calculée à partir des signaux de surface qu'à partir d'électrodes implantées même si certains signaux très lents sont absents du signal de surface. Lange et al. [36] présentent quant à eux une technique permettant d'obtenir la vitesse de conduction grâce à la latence entre les maxima des signaux de surface. Pour connaître la relation existant entre la force et le signal enregistré, Coury et al. [9] font une analyse de la variance du signal EMG à des forces variant par bond de 20% de la force maximale et ils ont trouvé que le signal est significativement influencé par la position et l'effort. Quant à Disselhorst-Klug et al. [13], ils utilisent un filtre spatial double différentiel permettant de distinguer à partir du signal de surface l'activité de quelques unités motrices sans qu'il soit nécessaire d'utiliser des électrodes implantées.

Dupont et al. [15] se servent du spectre de puissance du signal pour confirmer que l'activation du biceps est maximale lorsque les tâches de supination et de flexion sont effectuées en même temps par l'avant-bras. Les différences entre

les spectres de puissance obtenus pour chaque tâche indiquent une activation différente des UMs. Quant à Gerdle et al. [21] la corrélation entre la fatigue et la fréquence moyenne du spectre est meilleure qu'avec la valeur RMS. De son côté, Holtermann et al. [31] analysent des fenêtres prises sur des signaux acquis lors d'efforts en rampe et notent que la valeur RMS varie selon les fenêtres. Ce changement est d'intérêt pour l'étude du recrutement des unités motrice lors d'efforts musculaires progressivement plus exigeants.

Pour leur part, Farina et al. [17] étudient le spectre du signal dans le but de trouver les limites de l'analyse spectrale des signaux EMG de surface comme technique pour comprendre la force générée et le recrutement des UMs. Seulement lorsque l'effort demandé est isométrique et stable, une relation entre la force, le recrutement des UMs et l'analyse spectrale est trouvée. Finalement, Kleine et al. [33] ont trouvé que la synchronisation de la décharge des UMs affecte la fréquence médiane du spectre en la diminuant.

Pour Dumitru [14], le modèle dipolaire représentant le potentiel d'action se déplaçant le long d'une fibre musculaire est un outil intéressant afin d'analyser les signaux recueillis par des électrodes implantées mais puisqu'elle interagissent avec le milieu, elles ne peuvent donc pas être considérées comme de simples spectatrices. Pour Huijing [32], certaines caractéristiques, tels la longueur du muscle, la vitesse de conduction et le recrutement des UMs ne peuvent être analysées de façon indépendante et leur interdépendance doit être

considérée lors de l'interprétation et de la modélisation des signaux. Merletti et al. [42] mettent en relation les propriétés de l'EMG de surface avec la fatigue, la force de contraction, la vitesse de conduction et la distribution des fibres musculaires ainsi qu'avec la position, la taille et la forme des électrodes. Puisque chacun de ces facteurs influencent le signal acquis, une bonne compréhension de l'apport de chacun de ceux-ci sur le signal permet de faire une meilleure estimation et interprétation des signaux EMG.

En ce qui concerne la fatigue musculaire, Dimitrova et al. [11] donnent une vue d'ensemble des problèmes et des pièges qui peuvent survenir lors de l'analyse et de l'interprétation de l'amplitude et des caractéristiques spectrales du signal. D'autres, comme Kleine et al. [33] et Christova et al. [7] travaillent aussi sur l'effet de la fatigue sur les signaux acquis et analysés. Kleine et al. trouvent que la valeur RMS maximale change de place sur le muscle analysé (trapèze) avec la fatigue. Christova et al. trouvent que lors de la fatigue, il y a augmentation du nombre d'unités motrices actives et que celles-ci sont plus facilement recrutées (seuil de recrutement plus bas) afin de conserver la force musculaire constante.

Pour leur part, Enoka et al. [16] tentent en vain de corréler entre eux plusieurs éléments : l'étendue et la distribution de la zone d'innervation dans un muscle, la fréquence de décharge des UM, la force de contraction, les variations de l'activité des UM et les caractéristiques de contraction musculaire (vitesse, position, force). Trop de données sont manquantes pour établir des corrélations.

La contribution des UMs au potentiel de surface est étudiée par Roeleveld et al. [50] qui trouvent que l'amplitude du signal est dépendante à la fois de la distance entre les UMs dans le muscle et de la configuration des électrodes en surface. Avec des signaux de surface, ils parviennent à localiser la profondeur des UMs générant le signal sur une distance proportionnelle à la circonférence du bras servant à faire l'acquisition. Plus le signal est enregistré sur une grande surface, plus la profondeur de son origine est prévisible.

Pour étudier le recrutement des UMs, Hogrel [30] combine l'EMG de surface avec un filtre laplacien (i.e. réévaluer la valeur d'un point en considérant les valeurs voisines en plus de la valeur du point proprement dit) et un seuil de recrutement. Il trouve une forte corrélation entre le seuil choisit, la distance entre les UMs, la vitesse de conduction des UMs et l'amplitude du signal. Christova et al. [6] ont étudié le recrutement des UMs lors d'efforts soutenus. Ils trouvent que les caractéristiques des unités recrutées au moment de la fatigue est le même que celui des unités recrutées au début de l'effort.

Au terme de notre revue de littérature, on a trouvé que beaucoup de travaux ont été fait en EMG à partir de signaux acquis très localement mais peu d'acquisitions ont portées sur l'activité musculaire couvrant une grande surface comme tout autour d'un membre par exemple. Quant aux modèles de l'activité EMG, ils sont très peu nombreux et pratiquement aucun montage expérimental n'a été réalisé pour en permettre la validation.

CHAPITRE III : MÉTHODOLOGIE

C'est en vue de pouvoir valider un modèle de l'activité EMG autour du bras (une brève description est présentée à l'annexe A) qu'on a élaboré un montage expérimental consistant en un bassin circulaire contenant un milieu conducteur à l'intérieur duquel des sources dipolaires ont été placées afin d'obtenir des distributions de potentiel. On assimile la forme du bras à celle du bassin circulaire.

3.1 Matériel

Les principales dimensions du bassin sont présentées au tableau 3.1. Autour du bassin, des électrodes d'Ag/AgCl ont été uniformément réparties (figure 3.1) et, afin de se rapprocher le plus possible du milieu physiologique extracellulaire, le contenant a été rempli d'une solution saline conductrice (eau déminéralisée dans laquelle du sel de table est ajouté pour obtenir une conductivité de 0.21 S/m tel que mesurée avec un conductimètre).

Diamètre extérieur du bassin	175 mm
Diamètre intérieur du bassin	171 mm
Hauteur du bassin	150 mm
Volume du bassin	2.4 L
Nombre d'électrodes	16 (diamètre : 10 mm)
Distance entre les électrodes	34.3 mm
Diamètre du grillage de référence	154 mm
Arête des carrés du grillage	5 mm

Tableau 3. 1 Caractéristiques du montage utilisé

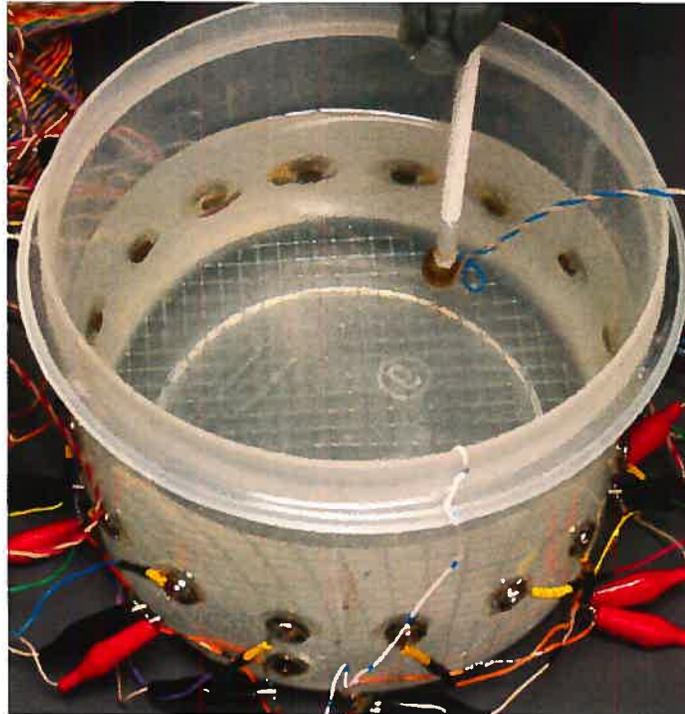


Fig. 3. 1 Photo du montage. Il s'agit d'un bassin en plastique autour duquel 16 électrodes d'acquisition ont été uniformément placées sur un même plan à 52 mm du fond. Au fond du bassin, un grillage métallique sert d'électrode de référence. La solution conductrice a une hauteur de 104 mm (symétrique au dessus et en dessous du plan des électrodes). Les électrodes sont en contact avec la solution saline.

Les signaux captés par les électrodes sont amplifiés (Grass, model 15LT Physiodata Amplifier System) avant d'être filtrés (1 Hz à 300 Hz) pour limiter le contenu fréquentiel du signal et éliminer les signaux parasites. Chaque signal est enregistré en référence à la grille au fond du bassin servant de mise à la terre. La numérisation s'est faite avec une carte d'acquisition (National Instruments Data Acquisition Devices PCI-6033E) à 2 kHz. Bien que les fréquences utilisées pour les dipôles n'aient été que de 27 Hz, 32 Hz ou 45 Hz, nous avons utilisé cette fréquence d'échantillonnage puisque c'est celle qui a été utilisée lors de l'acquisition de données sur des sujets. L'acquisition des

signaux est effectuée à l'aide d'une interface VI (« Visual Interface » de LabView) avec laquelle on fixe les caractéristiques d'acquisition (durée de l'acquisition, nombre de canaux, etc.). Les données sont mises dans un format « .mat » que Matlab peut lire et elles sont conservées sur le disque dur d'un ordinateur (P4 2.2 GHz, 512 Mo RAM, Windows 2000 professionnel). Ces données sont ensuite traitées à l'aide de Matlab une fois l'expérience terminée.

Les dipôles utilisés sont essentiellement constitués de petits cylindres d'Ag/AgCl (1.5 mm x 3 mm, In Vivo Metric) (figure 3.3). Ces dipôles sont collés à l'aide d'époxy à une tige de plastique rigide. Chaque dipôle est alimenté par une sinusoïde obtenue d'un générateur de signal connecté à une source de courant en utilisant le circuit présenté à la figure 3.2 et dont les caractéristiques sont données au tableau 3.2. Tout au long du mémoire, les tensions mentionnées sont celles qui alimentent le circuit convertissant la tension des générateurs de signaux en source de courant. Afin de faciliter le déplacement et le support des dipôles, ces tiges sont insérées dans des plaques de plexiglas sur lesquelles sont inscrites des distances et des angles. Ceux-ci permettent de faciliter le positionnement des dipôles entre eux et par rapport aux électrodes d'acquisition.

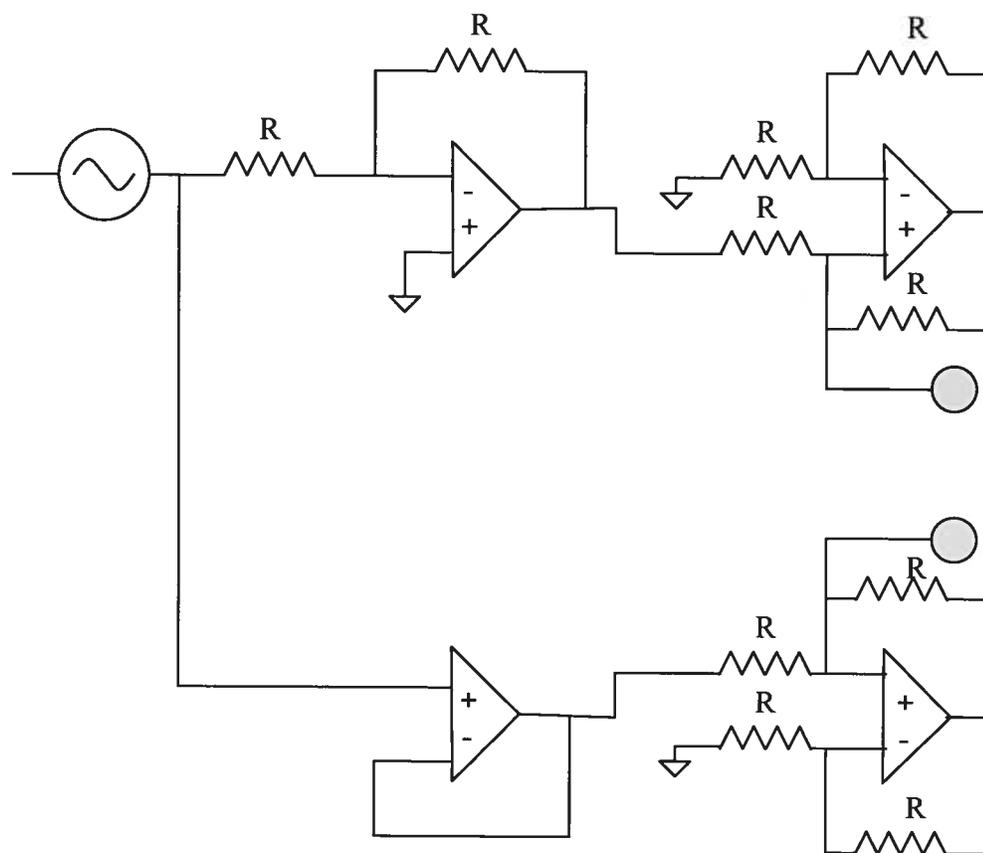


Fig. 3. 2 Schéma du circuit alimentant un dipôle.

Amplificateurs opérationnels	ST TL074CN
Résistances (R)	10 k Ω
Alimentation des amplificateurs	Source de tension + / - 15V
Sources du signal entrant	1. Wavetek model 184 2. HP 3310A 3. IEC F34 Function Generator

Tableau 3. 2 Caractéristiques des circuits d'alimentation des dipôles

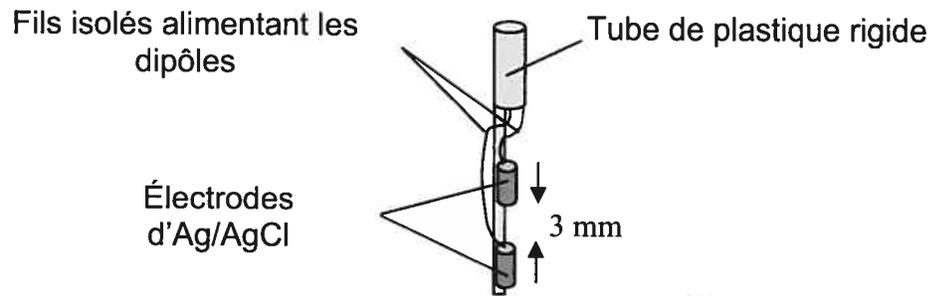


Fig. 3. 3 Dipôle servant de source de courant, formé de deux pôles (électrodes d'Ag/AgCl) supporté par un tube de plastique rigide.

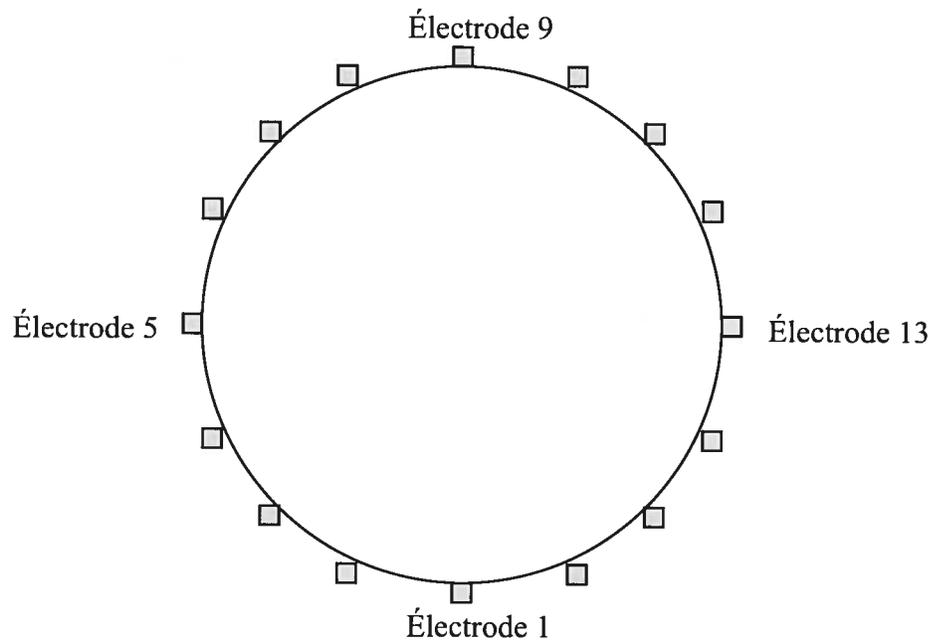


Fig. 3. 4 Numérotation des électrodes autour du bassin. Chaque carré représente une électrode circulaire de 10 mm de diamètre dont la surface se trouve à l'intérieur du bassin. Lorsqu'un dipôle est placé dans le bassin, un cercle est utilisé pour le représenter.

3.2 Traitement des signaux

Un léger décalage DC ayant été observé chez certains signaux (figure 3.5), une correction a été faite partout pour l'éliminer. Ce décalage peut être associé au comportement de la carte d'acquisition.

La valeur quadratique des signaux a été utilisée. Elle est calculée en prenant la

racine de la moyenne des valeurs au carré ($RMS = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^K EMG^2(n)}{K}}$ où k est le

nombre d'échantillons). Des différentes valeurs RMS, il est donc possible de comparer le signal acquis aux différentes électrodes et de comparer les signaux entre les acquisitions afin d'étudier l'effet des différentes manipulations (changement de position, de fréquence, de tension, etc.). Ces calculs sont faits à l'aide du logiciel Matlab et dans certains cas, d'Excel (principalement pour calculer l'équation de différentes courbes reliant les valeurs RMS entre elles).

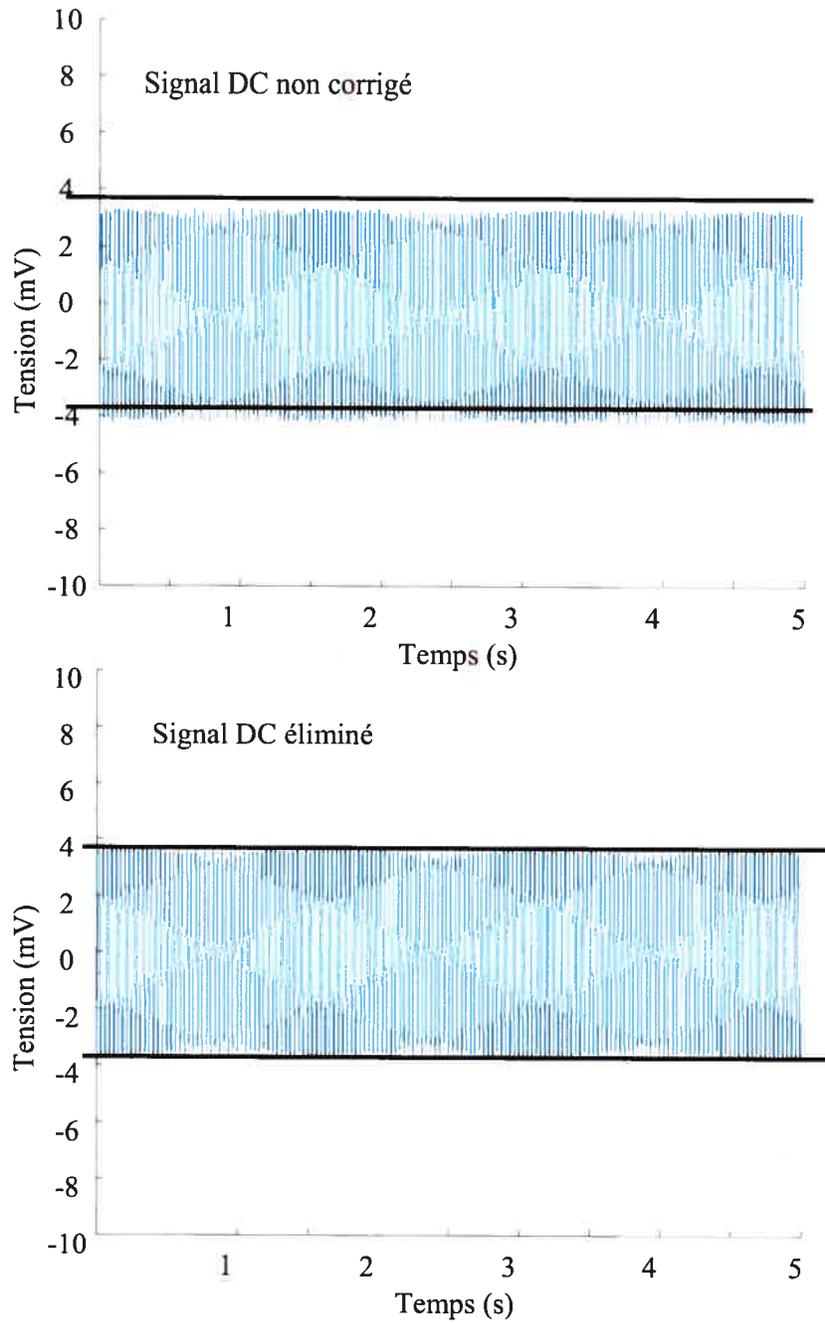


Fig. 3. 5 Comparaison d'un signal non corrigé et corrigé (pour tenir compte du DC). La ligne noire au niveau du signal facilite la comparaison entre les deux signaux.

3.3 Protocoles

Différents déplacements d'une source de courant dans le bassin ont été expérimentés, ainsi que le déplacement de plusieurs dipôles. Les effets possibles de la fréquence et de la tension appliquée aux dipôles ont aussi été testés.

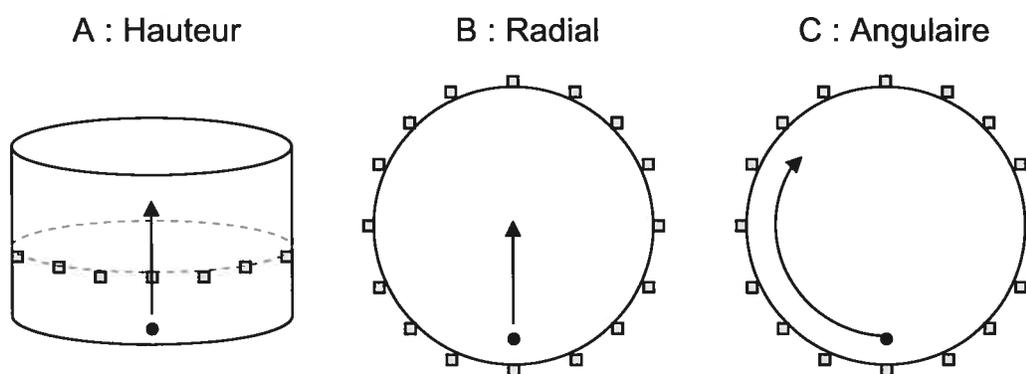


Fig. 3. 6 Déplacements possibles d'un dipôle (cercle en rouge) dans le bassin

- A : Hauteur relative à la rangée d'électrodes d'enregistrement
- B : Relativement à la proximité d'une électrode d'enregistrement (radial)
- C : En relation avec la position angulaire à rayon constant (angulaire)

Afin de pouvoir déterminer l'effet de la hauteur du dipôle dans le milieu on l'a d'abord placé dans le fond du bassin à 10 mm de la paroi (près de la grille de référence dans le fond du bassin), puis remonté mm par mm à chaque acquisition. Ceci a permis de trouver une hauteur idéale permettant d'obtenir le meilleur rapport signal/bruit pour les signaux captés. Cette position, qui est 8 mm sous les électrodes d'acquisition, a été gardée constante pour l'ensemble

des autres protocoles expérimentaux. Sauf au niveau du plan des électrodes, le pas de déplacement en hauteur du dipôle était de 6 mm (l'épaisseur d'un support de plexiglas permettant de soutenir le dipôle). Autour du plan des électrodes, ce pas en hauteur était de 1 mm afin d'être plus précis compte tenu du phénomène de diminution du signal observé lorsque le dipôle était à ce niveau.

Les expériences à une seule source de courant ont permis d'étudier l'effet de la distance d'un dipôle sur les signaux enregistrés en surface. Pour ceci, le dipôle a été placé à 7 mm de la paroi du bassin pour la première acquisition et éloigné de 1 mm à chaque acquisition, jusqu'à une distance de 30 mm. De 30 mm à 70 mm de la paroi, le pas de déplacement était de 5 mm. Pour ces acquisitions, la tension alimentant le circuit du dipôle était au maximum de ce que le circuit pouvaient fournir i.e. 2 V crête à crête. (V_{cc}).

Les expériences à plusieurs dipôles ont permis de mieux comprendre l'interaction pouvant exister entre plusieurs sources de courant. Pour comprendre comment se comporte un dipôle placé derrière un second dipôle, deux sources de courant de tension et de fréquence différentes ont été utilisées. Un dipôle fixe était placé à 10 mm de la paroi du bassin et alimentée à une fréquence de 45 Hz et une tension alimentant le circuit de 0.5 Vcc. Le dipôle mobile alimenté à 32 Hz a d'abord été placée à 10 mm derrière la première source, puis éloigné de 5 mm à chaque acquisition, jusqu'à ce qu'une distance

de 70 mm les sépare. Pour le dipôle mobile, 3 séries d'acquisitions avec une tension initiale alimentant le circuit de 0.5, 1 et 2 Vcc ont été réalisées.

Les effets d'un déplacement angulaire d'une et de plusieurs sources dans le milieu conducteur ont été vérifiés. Dans un premier temps, un dipôle a été déplacé radialement avec un pas correspondant à un quart de la distance séparant deux électrodes d'enregistrement (environ 30 mm). Par la suite, deux autres dipôles ont été ajoutés dans le bassin et maintenu en position fixe. Le dipôle mobile était initialement placé à proximité d'un de ces dipôles, puis éloigné radialement selon un pas correspondant à une distance d'électrode. Initialement les dipôles fixes étaient alimentés à la même tension que le dipôle mobile puis à la moitié de la tension de ce dernier.

La troisième série d'expérimentation a permis de connaître l'effet d'une variation de la tension et d'une variation de la fréquence sur le signal acquis. Dans un premier temps, un dipôle a été placé à une distance fixe de 10 mm de la paroi du bassin et 9 tensions variant entre 0 et 2 Vcc ont été testées.

Au niveau de la fréquence, 2 expériences ont été réalisées. Dans un premier temps, deux dipôles (figure 3.7) ont été placés le plus près possible l'un de l'autre sans qu'il n'y ait contact entre eux (4 mm l'un de l'autre et à environ 25 mm du bord du bassin) et activés à 2 Vcc à tour de rôle, puis en même temps. Ceci avait pour but de déterminer si la fréquence avait un effet sur le signal capté par les électrodes d'enregistrement (puisque chacun des dipôles

avait une fréquence différente) et d'autre part, de voir s'il y avait présence de battement fréquentiel (en activant les dipôles à tour de rôle, puis les deux en même temps).

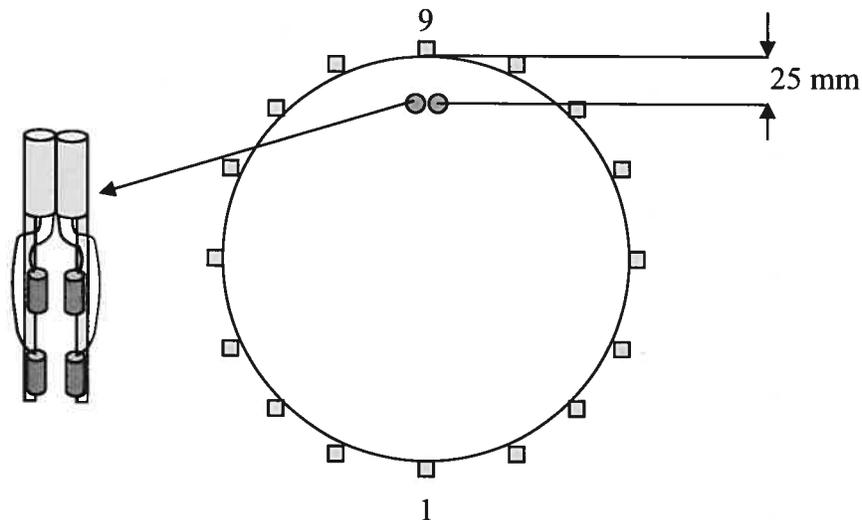


Fig. 3. 7 Dipôles très rapprochés à fréquences distinctes. Ces dipôles sont collé (à l'aide de ruban adhésif) ensemble afin d'assurer un mouvement identique des deux sources.

Dans un deuxième temps, deux dipôles ont été placés chacun face à une électrode adjacente. Chacun des dipôles était ensuite alimenté par une sinusoïde dont les fréquences étaient différentes, mais la tension identique (2 Vcc). Ils étaient tous deux placés à une distance de 10 mm du bord du bassin.

Finalement, les derniers tests utilisent 3 dipôles placés assez loin les uns des autres pour que l'influence des signaux entre eux soit minimale (face aux électrodes 4, 9 et 14). Dans un premier temps, tous les dipôles étaient placés à tension maximale (2 Vcc). Pour chaque acquisition subséquente, un ou

plusieurs dipôles étaient alimentés à la moitié de la tension maximale. Toutes les 8 combinaisons de dipôles à 1 ou 2 Vcc ont été ainsi étudiées. Tous les dipôles étaient placés à la même distance du bord du bassin. Dans un second temps, les dipôles ont été placés à 10 mm face aux électrodes 4, 9 et 14 et alimenté à une tension de 2 Vcc. Le dipôle face à l'électrode 9 a ensuite été déplacé radialement de la paroi vers le centre du bassin par pas de 5 mm à chaque itération.

CHAPITRE IV : RÉSULTATS

4.1 Premier objectif : développer un montage expérimental simulant le membre supérieur

La position, l'intensité et la fréquence du signal alimentant un dipôle font varier le signal qu'on peut capter autour du bassin. Pour illustrer ces effets, nous allons successivement modifier la position radiale, la position angulaire et la hauteur d'un dipôle unique par rapport au plan des électrodes. Par la suite, on étudiera l'effet de l'intensité du signal appliqué au dipôle ainsi que l'effet de la fréquence à laquelle il est alimenté. Dans une seconde série d'expériences, des signaux plus complexes vont être obtenus en utilisant deux ou trois dipôles simultanément.

4.1.1 Essais à un dipôle

Dans un premier temps, nous avons étudié l'effet de la hauteur du dipôle, relativement à la hauteur des électrodes autour du bassin. Tel qu'illustré à l'encart de la figure 4.1, le dipôle est placé en face de l'électrode 5; il est positionné à 10 mm du bord.

Sur cette figure, la différence entre le milieu de l'électrode 5 et celle du milieu du dipôle (entre les deux électrodes formant le dipôle) donne la hauteur relative.

Une valeur négative implique que le dipôle est sous le niveau des électrodes et une valeur positive qu'il est au-dessus des électrodes.

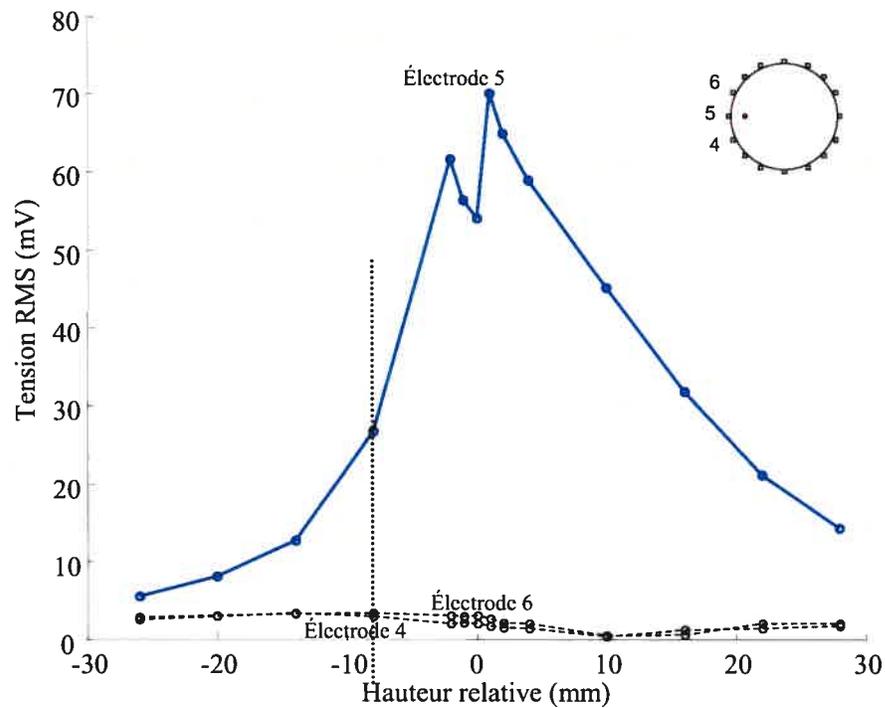


Fig. 4. 1 Tensions enregistrées à l'électrode 5 ainsi qu'aux deux électrodes adjacentes (4 et 6) lors du déplacement en hauteur du dipôle dans le bassin. La valeur 0 (plan des électrodes) indique le niveau des électrodes d'enregistrement. La ligne verticale pointillée indique la hauteur à laquelle on a décidé de garder le dipôle pour toutes les expériences suivantes.

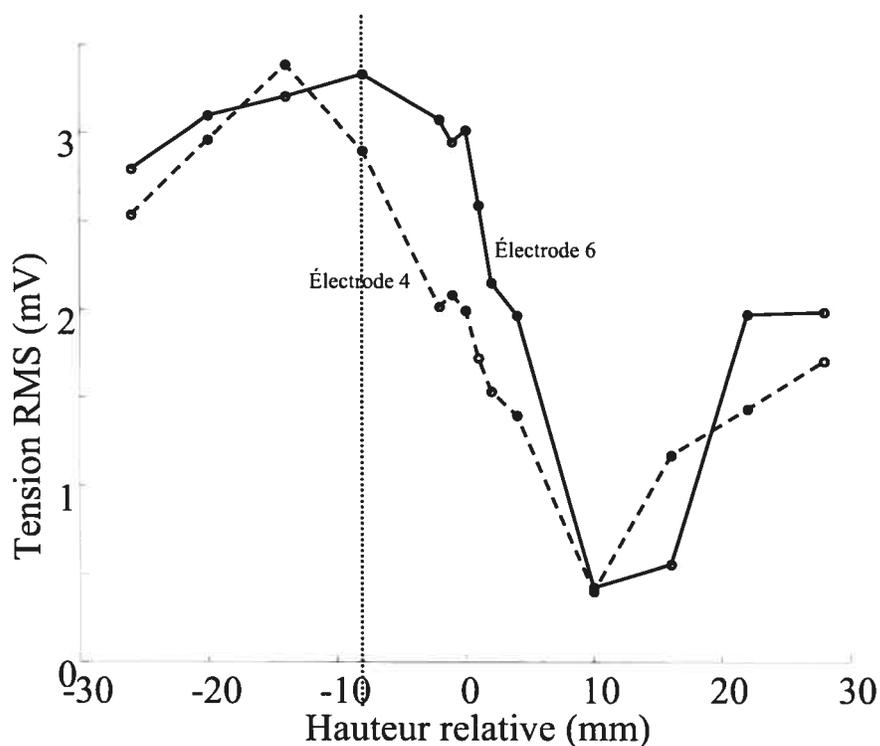


Fig. 4. 2 Version agrandie des tensions enregistrées aux électrodes 4 et 6 de la Fig. 4.1.

Cette hauteur de 8mm sous le plan des électrodes a été retenue car elle permet d'avoir le plus grand signal aux électrodes secondaires (i.e. 4 et 6 en l'occurrence, fig. 4.2) tout en ayant un signal important à l'électrode principale ce qui est plus similaire aux signaux obtenus chez des sujets [10]. Une fois la hauteur choisie, nous avons éloigné radialement le dipôle de 5 à 80 mm de la paroi du bassin, face à l'électrode 5. On observe alors (figure 4.3) une décroissance très importante du signal à mesure qu'on s'éloigne du site d'enregistrement. Les dipôles n'influencent réellement les électrodes que lorsqu'ils sont placés à moins de 50 mm de celles-ci. Au-delà de cette distance, leur activité se mêle au bruit électrique dans le bassin.

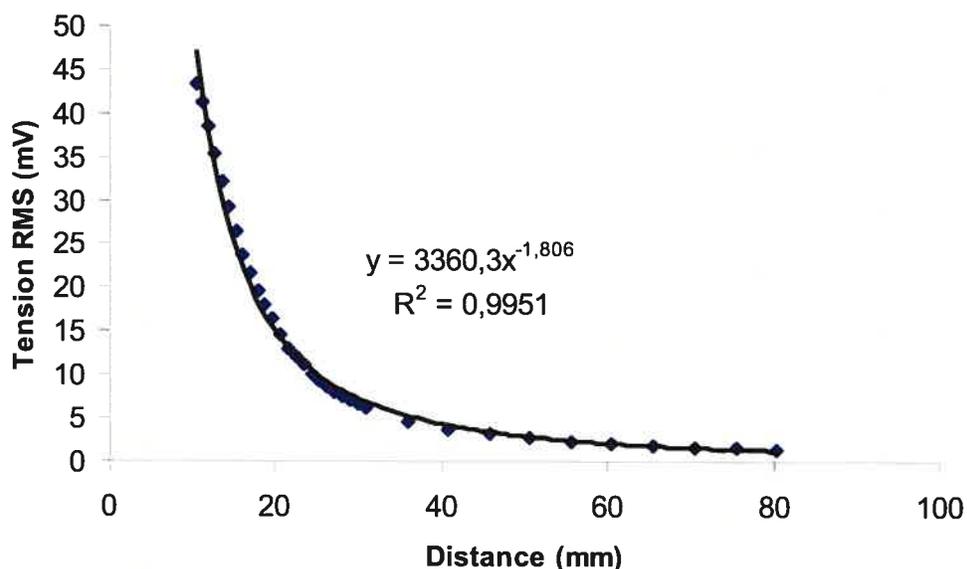


Fig. 4. 3 Tension enregistrée à l'électrode la plus proche (i.e. 5) du dipôle en fonction de la distance entre le dipôle et l'électrode.

À des fins de comparaison, on présente à l'annexe C des calculs permettant de connaître le potentiel créé à une certaine distance d'un dipôle dans le vide. À l'aide de ces calculs, il serait possible de prédire analytiquement la tension enregistrée par une électrode donnée en fonction de sa distance à un dipôle inséré dans le milieu conducteur. En comparant, il faut tenir compte que dans le bassin, il y a présence d'une solution conductrice (et non du vide dans les calculs) et que la distance séparant les deux pôles n'est pas nulle.

À la figure 4.6, on présente les résultats pour les électrodes avoisinantes. La relation reste linéaire, malgré la distance séparant le dipôle des électrodes d'acquisition. Les taux de variation moyens de la tension présentés dans le

tableau 4.1 sont calculés comme suit : $Taux = \frac{\sum_{n=2}^k \frac{(x_n - x_{n-1})}{y_n - y_{n-1}}}{k-1}$ où x est la tension

enregistrée, y la tension d'entrée et k le nombre de points dans la courbe.

Puisque la pente de chacune des droites est différente, il devient difficile de comparer l'effet des variations de la tension sur chacune des électrodes. Ainsi donc, une normalisation des valeurs est effectuée en divisant chaque rapport de différence par la plus grande valeur acquise.

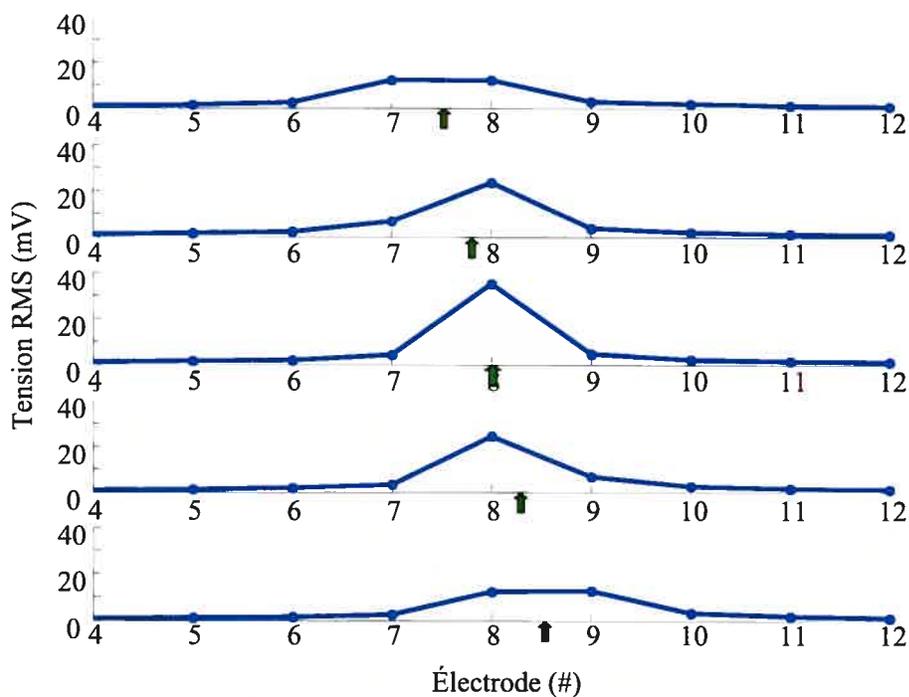


Fig. 4. 4 Tension enregistrée lors d'un déplacement angulaire d'un dipôle. Ce dernier est d'abord placé entre les électrodes 7 et 8 (résultats en haut) et déplacé par bond d'un quart de la distance entre 2 électrodes vers l'électrode 9. La flèche au niveau des abscisses représente la position du dipôle. Chaque courbe représente une position différente du dipôle dans le bassin

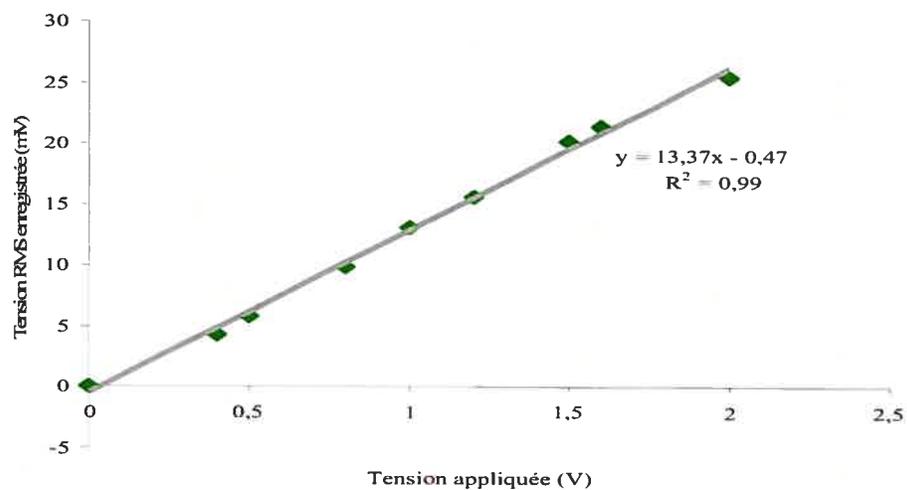


Fig. 4. 5 Tension enregistrée à l'électrode principale (électrode 5) lors d'une variation de la tension relative d'entrée du dipôle qui était placé à 10 mm du bord du bassin.

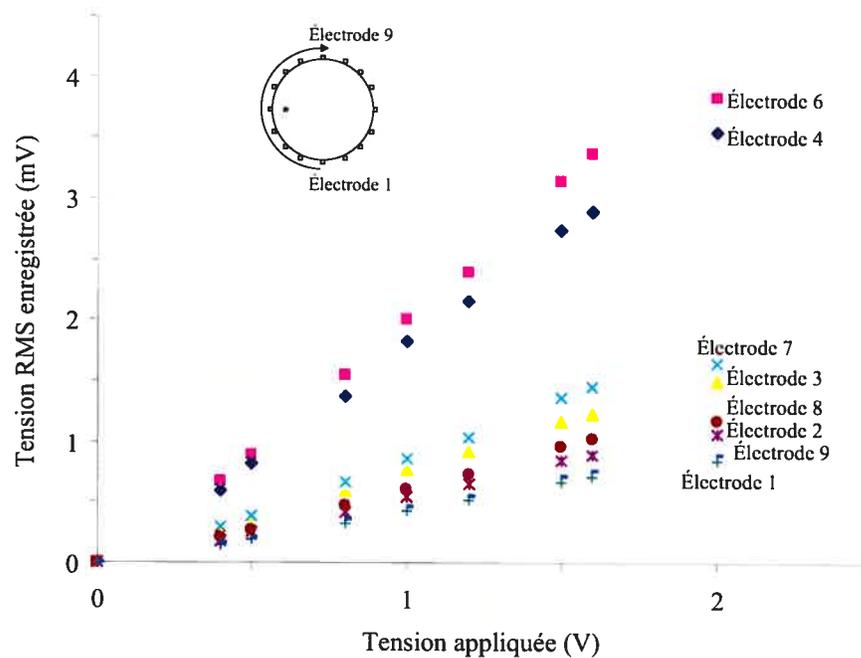


Fig. 4. 6 Tension enregistrée aux électrodes voisines (#1 à 4 et 6 à 9) de l'électrode principale (#5) lors d'une variation de la tension d'entrée du dipôle.

Électrode	Taux de variation
#	Δ / V
1	0,58
2	0,58
3	0,58
4	0,58
5	0,59
6	0,60
7	0,60
8	0,59
9	0,58

Tableau 4. 1 Taux de variation moyen (Δ) normalisé de la tension enregistré en fonction de la tension d'entrée (V).

L'effet de la fréquence d'alimentation du dipôle sur les résultats a été vérifié en testant quelques valeurs se situant dans les limites que le circuit alimentant les dipôles pouvait accepter. La figure 4.7 montre le signal acquis sur l'ensemble des électrodes à des fréquences de 32 et 45 Hz. On y voit que la fréquence alimentant le dipôle n'affecte pas l'amplitude du signal acquis par l'ensemble des électrodes.

4.1.2 Essais à dipôles multiples

Dans un premier temps, nous avons repris les déplacements radiaux et angulaires en gardant un dipôle fixe et en déplaçant l'autre. Ces expériences ont été faites avec des dipôles alimentés soit à la même tension, ou à des tensions différentes. Nous avons aussi vérifié le contenu fréquentiel des signaux acquis par deux électrodes adjacentes lorsqu'en face de chacune d'elle était placé un

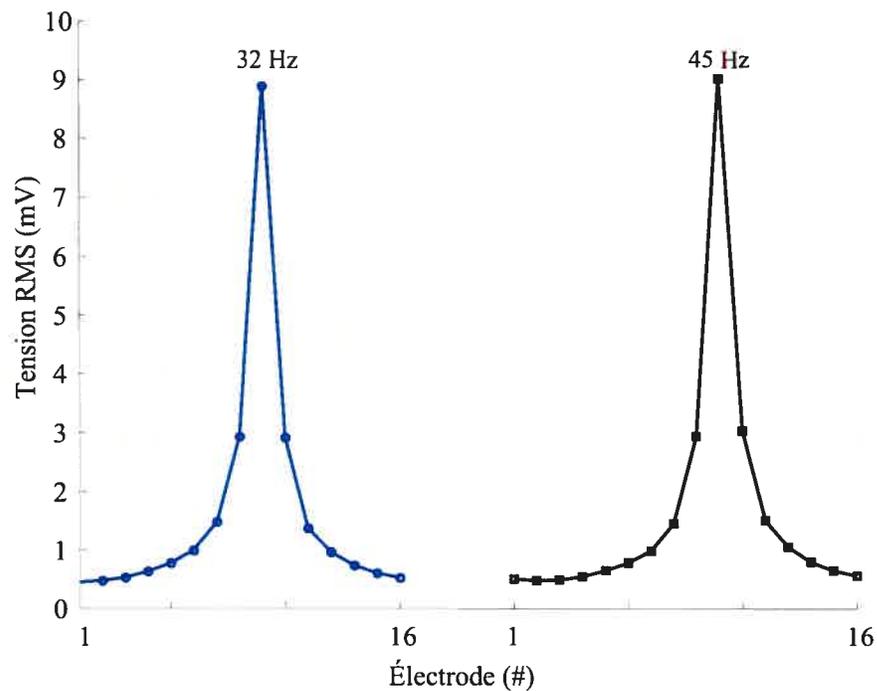


Fig. 4. 7 Tension enregistrée à l'ensemble des électrodes en fonction de la fréquence du signal (32 et 45 Hz) du signal alimentant le dipôle. Le dipôle se trouve vis-à-vis de l'électrode 9 et à une distance de 25 mm de l'électrode.

dipôle alimenté à la même tension, mais à des fréquences différentes. Finalement, quelques expériences ont été réalisées à l'aide de trois dipôles. Les résultats de la figure 4.8 ont été obtenus alors que le dipôle fixe est à 10 mm de la paroi, face à l'électrode 5 et que le dipôle mobile est placé radialement légèrement derrière le premier et éloigné à intervalle de 5 mm vers le centre.

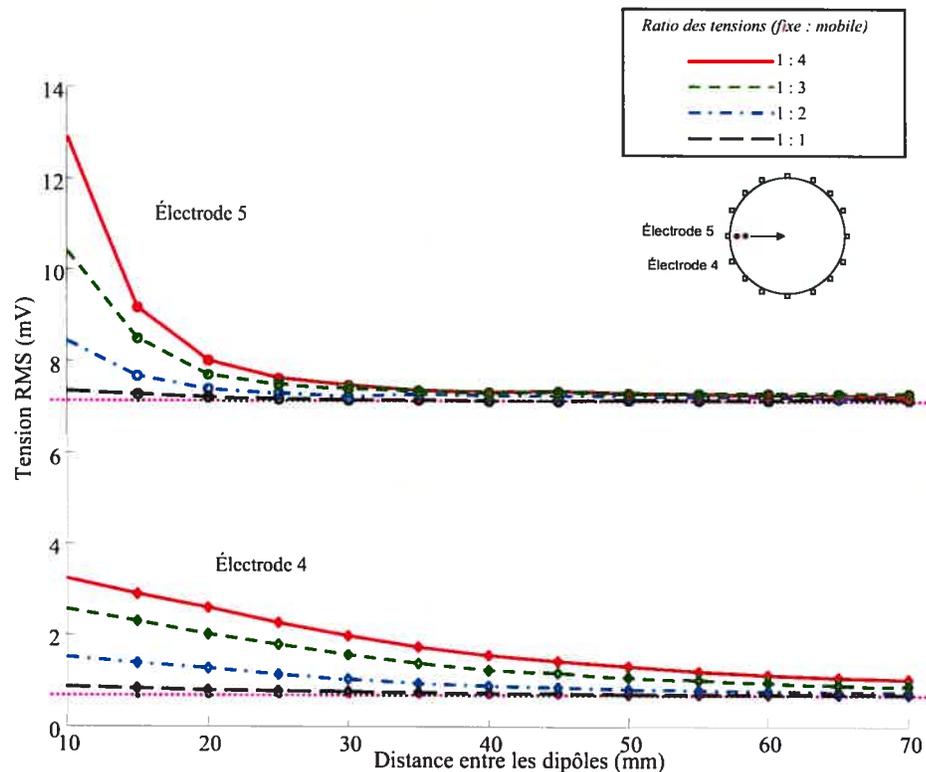


Fig. 4. 8 Tensions enregistrées aux électrodes 5 et 4 en fonction de la distance séparant un dipôle fixe près de l'électrode 5 et un dipôle qu'on éloigne radialement vers le centre du bassin. La ligne pointillée fine dépassant l'ordonnée représente le signal acquis lorsque seul le dipôle fixe est activé. Tel qu'indiqué dans l'encart au haut de la figure, chaque courbe représente un rapport de tension différent entre le dipôle fixe et celui qu'on déplace..

Comme on le voit sur cette figure, lorsque les 2 dipôles ont la même tension, le dipôle mobile a très peu d'influence sur le signal capté par les électrodes. Par contre, la situation est différente lorsque la tension du dipôle mobile est augmentée: la distance radiale à laquelle le dipôle mobile influence le signal capté s'accroît à mesure que sa tension augmente. Il est à noter que la présence d'un dipôle d'une plus grande intensité dans le milieu conducteur augmente l'ensemble du signal dans le bassin, donc le signal acquis par chacune des

électrodes, mêmes celles les plus éloignées du puissant dipôle. Toutefois, le signal à l'électrode 4 (et 6 qui n'est pas illustré) est plus influencé par la position du dipôle mobile lorsque son signal d'entrée est plus grand par ce que ces électrodes en sont plus proches.

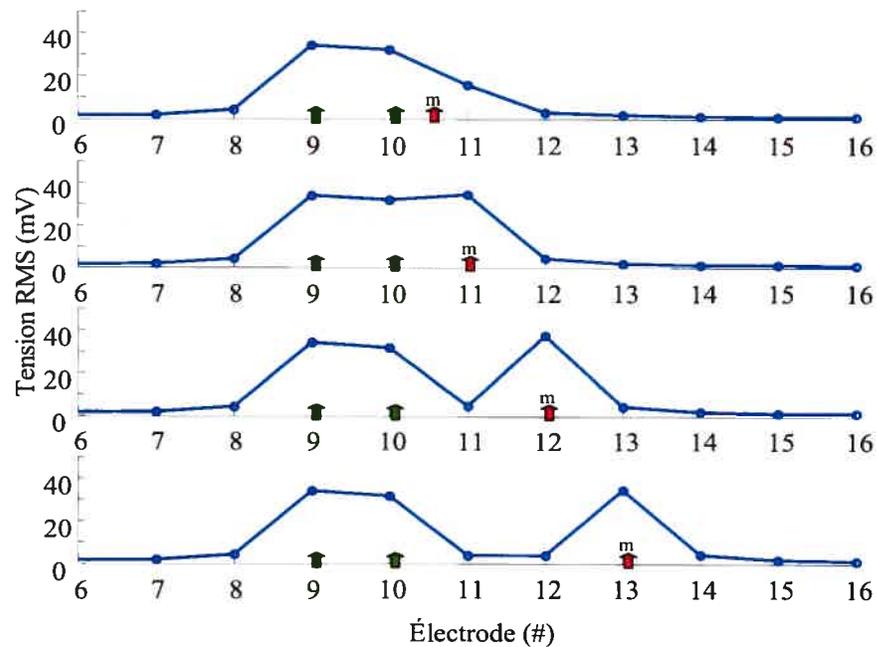


Fig. 4. 9 Tension aux électrodes lors d'un déplacement angulaire d'un dipôle mobile (m) par rapport à deux dipôles fixes. Chaque courbe représente une position différente du dipôle mobile. Le voltage alimentant les 3 dipôles est identique.

La figure 4.9 illustre le déplacement angulaire d'un dipôle mobile par rapport à deux autres qui sont fixes. Dans un premier temps, nous avons utilisé la même tension pour tous les dipôles. À mesure que le dipôle mobile s'éloigne, l'amplitude des signaux captés diminue. À la figure 4.10, la tension des dipôles fixes a été réduite par un facteur 2. On note que les données acquises par les

électrodes en face des dipôles fixes ne sont pas influencées par la présence du dipôle mobile, malgré la proximité de ce dernier des dipôles fixes. Sur ces deux figures, on constate que le déplacement angulaire de la source mobile affecte peu les signaux associés à la présence des dipôles fixes.

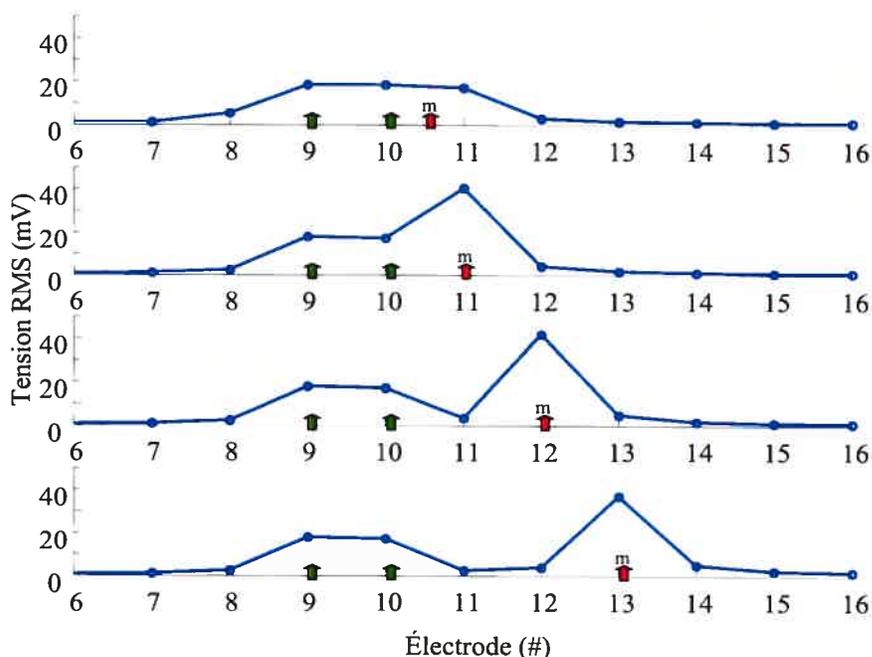


Fig. 4. 10 Même type de résultats qu'à la figure précédente sauf que la tension alimentant les dipôles fixes a été réduite de moitié. La tension du dipôle mobile est donc double de celles des deux autres dipôles.

La présence d'une distance minimale entre dipôles est due au matériel utilisé pour physiquement supporter chaque dipôle et le déplacer dans le bassin. Pour étudier l'effet de deux dipôles proches l'un sur l'autre, on a collé deux dipôles l'un contre l'autre (alimentés par des sources distinctes). La figure 4.11 montre

le signal enregistré à l'électrode 10 lorsque chaque dipôle est alimenté individuellement ou que les 2 sont alimentés simultanément.

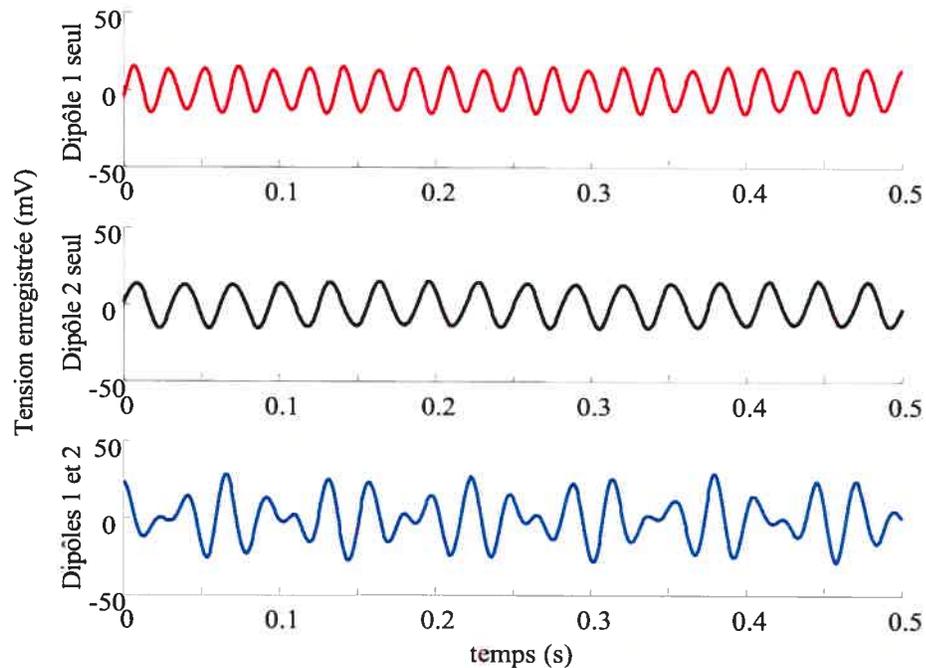


Fig. 4. 11 Signal enregistré à l'électrode 10 lorsque deux sources voisines sont activées l'une après l'autre, puis en même temps, placées à 10 mm en face de l'électrode 10.

En utilisant le même montage, on illustre à la figure 4.12 les résultats obtenus sur l'ensemble des 16 électrodes du bassin lorsqu'un seul dipôle est activé, puis les deux. Alors que les dipôles avaient exactement la même tension d'entrée, la fréquence du signal était différente (32 et 45 Hz). On note que même à une très petite distance, l'addition des tensions générées par chaque dipôle n'est que de quelques mV mais il y a une augmentation du signal pour l'ensemble des électrodes tel que noté précédemment. Pour ces acquisitions, les dipôles étaient placés à 10 mm de l'électrode principale.

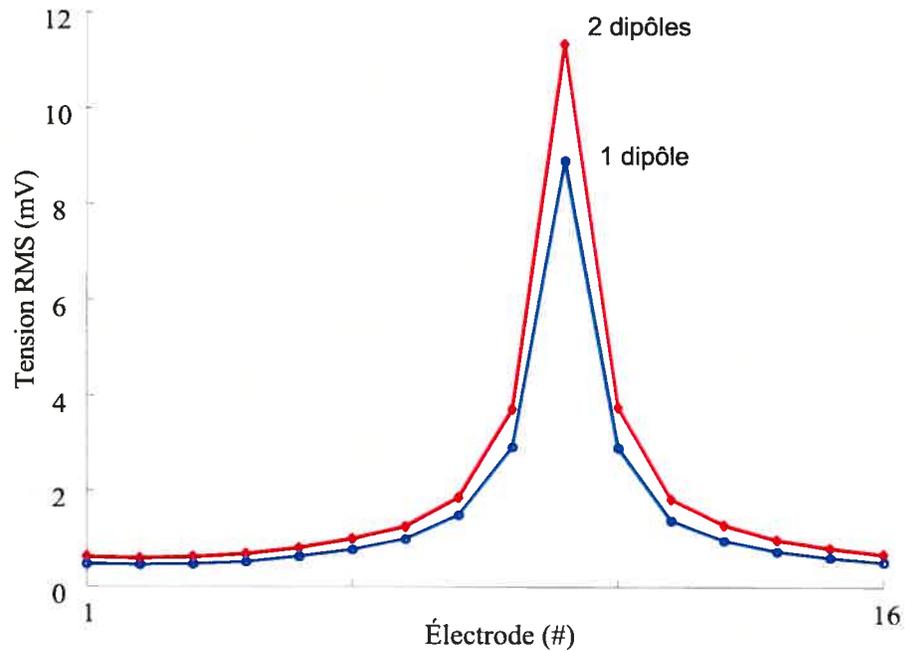


Fig. 4. 12 Tension enregistrée à chacune des électrodes du bassin lorsque deux dipôles sont rapprochés avec le minimum de distance et activé individuellement (1 dipôle) et les deux en même temps (2 dipôles, 32 Hz et 45 Hz), placées à 10 mm en face de l'électrode 10.

Comme nous pouvons le constater à la figure 4.13 A, la présence d'un second dipôle se trouvant en face d'une électrode voisine influence les caractéristiques du signal enregistré par celle-ci. Même si l'influence du dipôle éloigné n'est que très faible, on distingue bien la superposition de la sinusoïde générée par chacun des dipôles. Les spectres de ces signaux sont présentés à la figure 4.13 B. La situation est semblable aux figures 4.14 A et B sauf que les fréquences étaient de 45 et 10 Hz et que l'écart entre les fréquences crée des patrons constructifs et destructifs facilement visibles sous l'électrode 6.

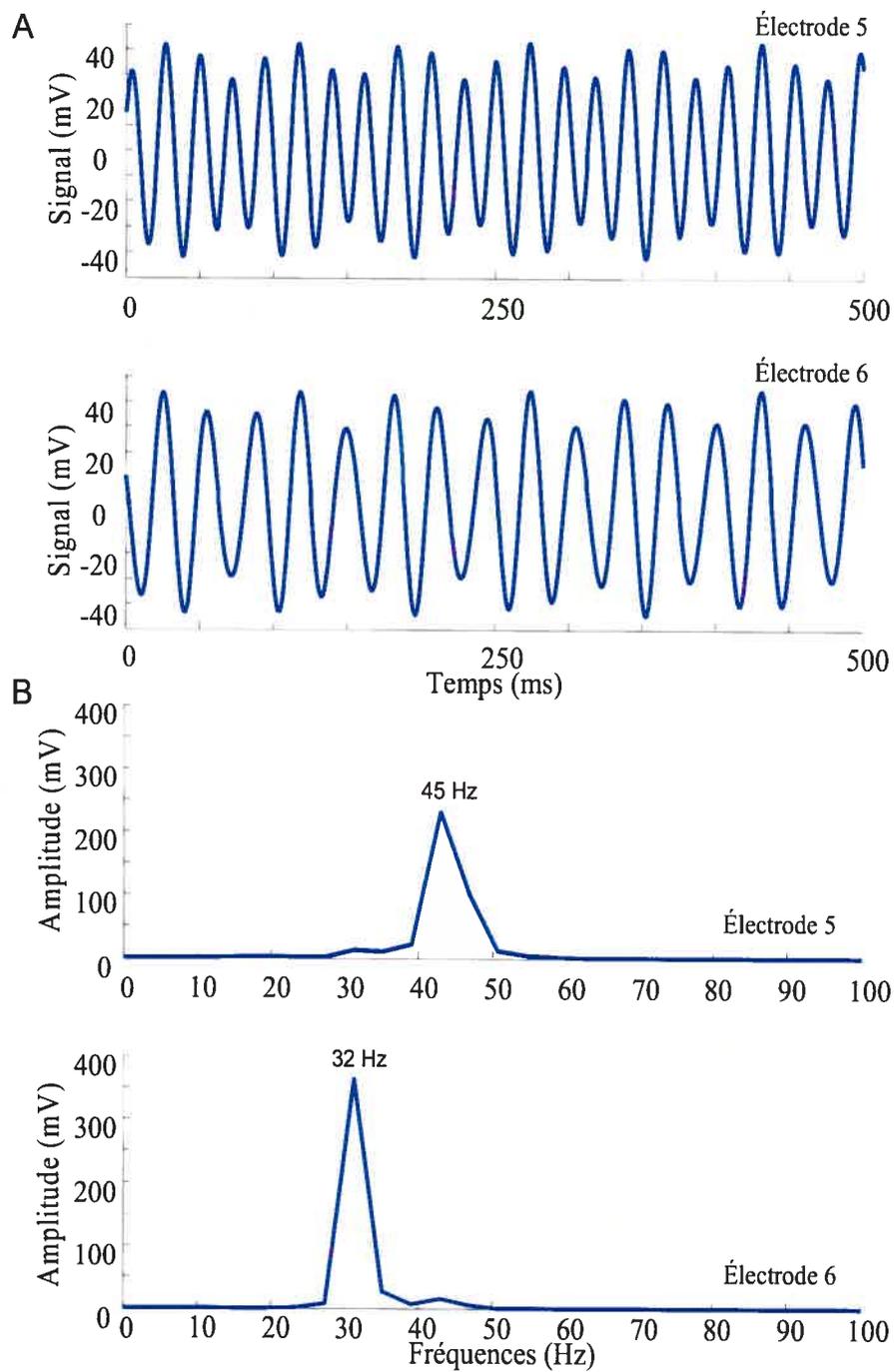


Fig. 4. 13 A: signal enregistré aux électrodes 5 et 6 alors qu'un dipôle de 45 Hz est placé face à l'électrode 5 et simultanément un de 32 Hz est placé devant l'électrode 6. B: Spectre de fréquence du signal capté par les mêmes électrodes (dipôles alimentés à 32 et 45 Hz)

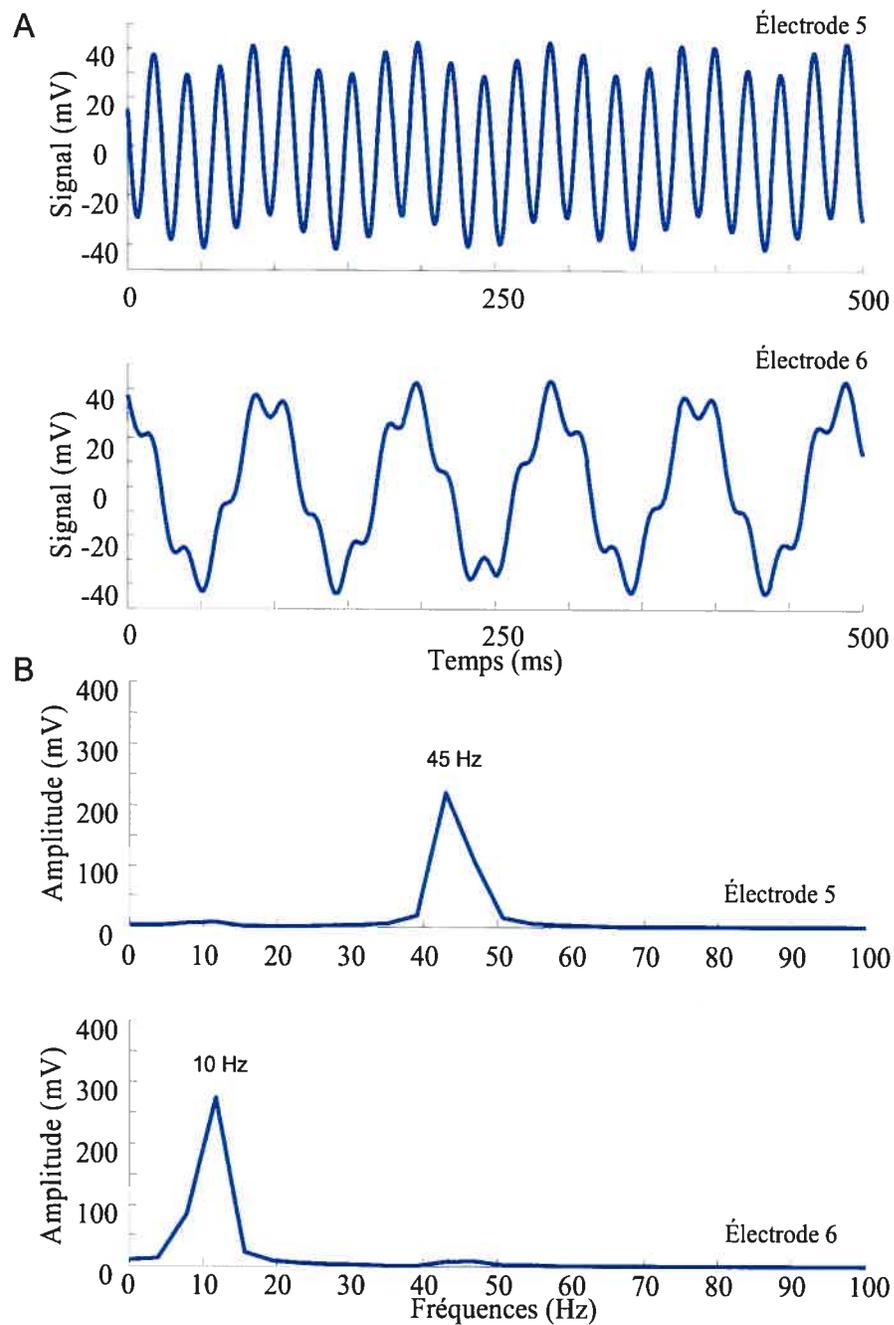


Fig. 4. 14 A: Signal enregistré aux électrodes 5 et 6 alors qu'un dipôle de 45 Hz est placé face à l'électrode 5 et simultanément un de 32 Hz est placé devant l'électrode 6. **B :** Spectre de fréquence du signal capté par les électrodes 5 et 6 (dipôles de 32 et 45 Hz)

La figure 4.15 montre une série d'enregistrements effectués en présence de trois dipôles en position fixe dans le volume conducteur (à une distance égale de leur électrode principale respective) alors que les différences au niveau de la tension appliquées aux dipôles varient entre 50% et 100% de tension d'entrée. On observe que lorsque la tension alimentant le dipôle est diminuée de moitié, le signal enregistré par l'électrode est conséquemment réduit. Ainsi, il devient possible de connaître le rapport exact entre les signaux enregistré, permettant de les comparer de façon relative et de vérifier la précision de l'intensité relative des dipôles retournée par le modèle mathématique.

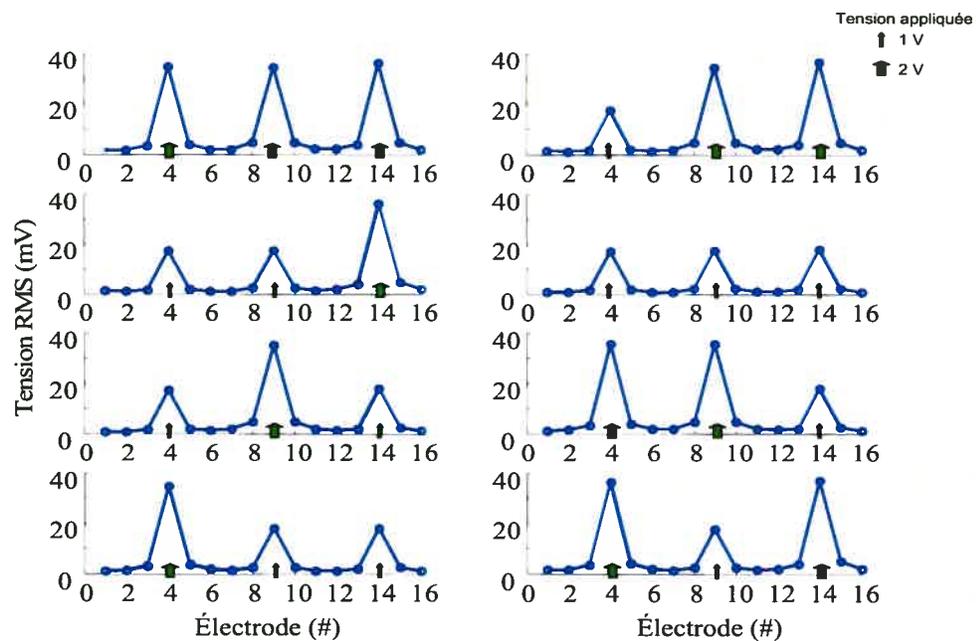


Fig. 4. 15 Tension enregistrée en présence de trois dipôles dont l'intensité varie entre 50 % et 100 % de 2 V. Chaque courbe représente une configuration différente de la tension entre les trois dipôles.

À la figure 4.16, on a trois dipôles dont un est déplacé radialement vers le centre du bassin. Les résultats présentés sont ceux qui viennent des électrodes principales, c'est-à-dire les électrodes face auxquelles étaient placés des dipôles. Plus le dipôle mobile s'éloigne, plus la tension enregistrée par l'électrode 9 diminue, conformément à ce qui a été montré pour les essais simples. Par contre, peu de changements sont notés pour les électrodes 4 et 14. Les faibles variations de tension qu'on y note viennent des légers déplacements du matériel causés par le déplacement du dipôle mobile. L'abscisse de cette figure

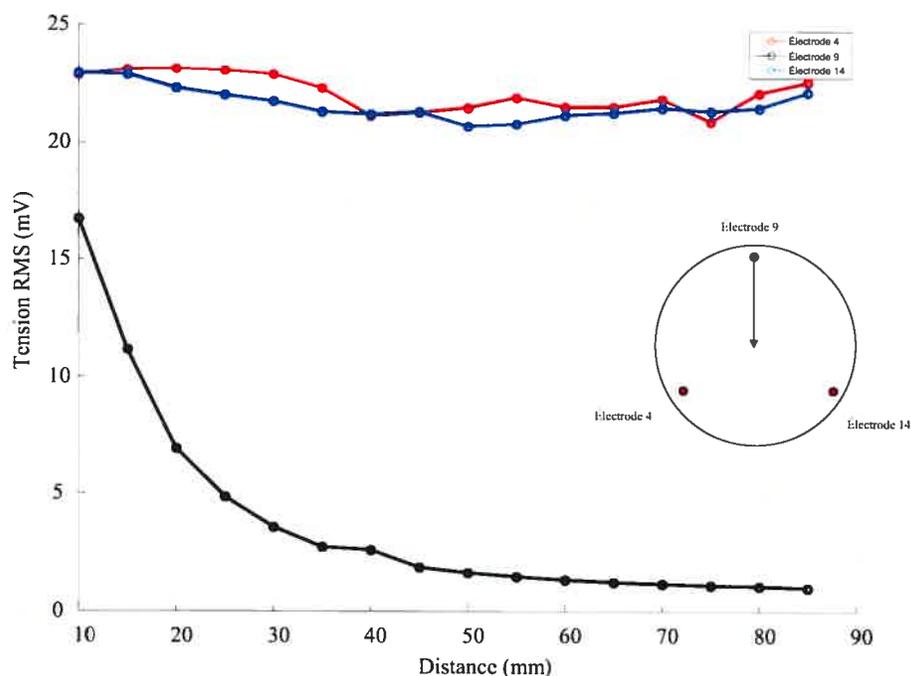


Fig. 4. 16 Tension enregistrée aux trois électrodes principales lorsqu'un des dipôles s'éloigne radialement de la paroi du bassin alors que les deux autres sont fixes.

fait référence à la distance entre le dipôle en mouvement et la paroi. À cause du montage, la distance entre les dipôles fixes et la paroi est de 7 mm, ce qui explique que le signal enregistré pour ces dipôles est plus grand que pour le dipôle mobile, même à sa position initiale.

En combinant les résultats de cette figure avec ceux de la figure 4.15, il est possible d'estimer comment les distributions de potentiel autour du bassin sont influencées par la position des dipôles.

4.2 Second objectif : prototype de matrice d'acquisition

Une fois validés à l'aide de montages expérimentaux, les modèles mathématiques peuvent alors être utilisés pour analyser des signaux acquis chez des humains. En ce qui nous concerne, une matrice d'acquisition permettant de recueillir les signaux EMG autour du bras avait été développée [10] mais le montage comportait malheureusement certaines lacunes qui devaient être résolues afin de faciliter l'application du modèle aux données recueillies.

Les principales lacunes de cette matrice d'acquisition étaient :

- Zone aveugle causée par la présence d'un connecteur et de velcro sur le brassard : puisqu'une région du brassard ne contient pas d'électrode, il faut faire une interpolation des données.
- Manque de précision lors du positionnement des électrodes : puisque le brassard est opaque, il est difficile de savoir exactement où se situent les électrodes lors du positionnement du brassard.
- Différentes distances entre les colonnes et les rangées d'électrodes : une différence de la distance entre les colonnes et les rangées d'électrodes complexifie certains calculs mathématiques.
- Nombre restreint d'électrodes (3 rangées de 8 électrodes) : un petit nombre d'électrodes signifie une résolution moins grande du système d'acquisition.
- Susceptibilité au déplacement lors de l'installation du brassard : une pâte conductrice doit être placée sur les électrodes avant d'installer le brassard sur le membre supérieur du sujet. Il faut prendre soin de ne pas déplacer le brassard pour éviter de disperser la pâte conductrice et de créer des courts-circuits entre les électrodes.
- Maintien précaire des électrodes sur le brassard : les électrodes utilisées pour les acquisitions ont une partie mâle de bouton pression afin de les fixer au brassard. La partie femelle du bouton est collée sur l'extérieur du brassard. La partie mâle doit donc passer au travers de l'épaisseur du tissu (ruban élastique composant le brassard) afin d'être fixée au

brassard. Vu l'épaisseur du tissu nécessaire au bon soutien du brassard, les parties mâles et femelles du bouton pression ne s'enclenchent pas très bien, ce qui cause le maintien précaire de l'électrode.

Comme pour l'ancien brassard, nous avons utilisé des électrodes d'Ag/AgCl de 10 mm de diamètre car elles sont peu dispendieuses et facilement disponibles avec une partie mâle où placer un bouton pression. Le prototype de matrice proposé est composé comme suit :

- Une première matrice cylindrique en néoprène (un polymère flexible et légèrement élastique de 3 mm d'épaisseur utilisé, entre autre, dans la fabrication des habits de plongée sous-marine) de 280 mm de long par 150 mm de large et une couture de 7 mm de largeur (fig. 4.17). Elle est percée de 48 trous de 10 mm de diamètre, espacés de 17 mm centre à centre et répartis sur 3 rangées de 16. Puisque le fantôme avait 16 électrodes d'acquisition, nous avons décidé de conserver ce même nombre dans la matrice d'acquisition. Il faut donc suffisamment d'espace entre les trous pour éviter un contact entre les électrodes et pour que la matrice élastique ne se déforme pas outre mesure. Ces trous servent de guide et permettent de décider avec précision où iront les électrodes. Une fois cette matrice installée, la pâte conductrice peut-être placée dans chacun des trous avec un risque minimum de causer des courts-circuits. Pour connaître l'emplacement exact des électrodes, il

suffit de faire un point au marqueur sur la peau du sujet, de retirer le brassard et photographier le bras. Il est important de noter deux choses :

- Puisque le brassard est élastique et que tous les membres supérieurs ne font pas automatiquement 280 mm de circonférence, il est fort probable que la matrice s'étire et se déforme. L'espace entre les électrodes est donc légèrement modifié et n'est plus exactement le même longitudinalement et latéralement.
- Puisque la matrice prend la forme du membre supérieur (à cause de la flexibilité du néoprène) et que ces membres ne sont pas parfaitement cylindriques, il est important d'en tenir compte dans l'interprétation des résultats obtenus avec le modèle mathématique.
- Trois bandes élastiques de 16 mm de largeur par 280 mm de longueur sur lesquelles sont installées les parties femelles des boutons pressions qui seront orientées vers le brassard (fig. 4.18). À ces boutons s'attachent les électrodes (partie mâle). L'épaisseur de la première matrice guide compense pour la présence des électrodes sur la face intérieure de l'élastique. Ces dernières ne s'enfoncent donc pas trop dans la peau et ne déforment pas les différentes couches de tissus (gras, muscle et peau). Afin de faire le lien entre les électrodes et le système d'acquisition, des fils seront soudés aux parties femelles des boutons pressions. Ces fils sont assemblés par groupe de 16 paires et reliés à un

connecteur permettront de faire le raccord entre les 16 paires et le connecteur utilisé par les câbles des amplificateurs.

Un dernier brassard élastique vient recouvrir les deux couches précédentes. Cet élastique permet de tenir les électrodes bien en place sur le brassard et assure le contact entre les électrodes et la peau en créant une légère pression sur ces deux couches

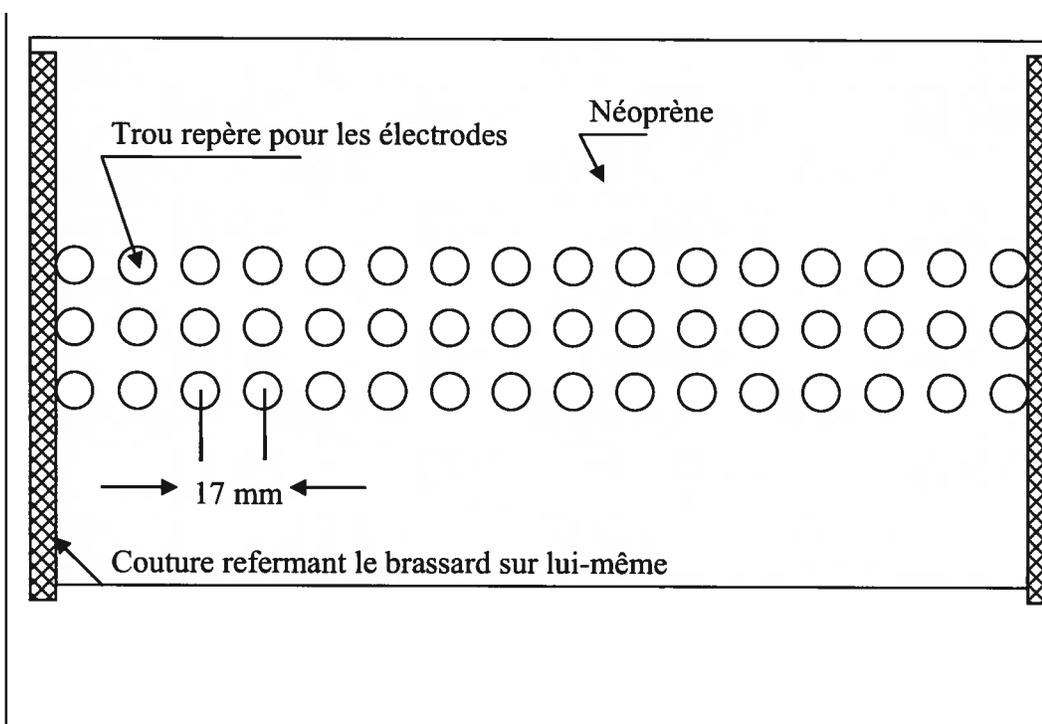


Fig. 4. 17 Matrice initiale servant de guide aux électrodes pour le prototype de brassard d'acquisition des signaux EMG.

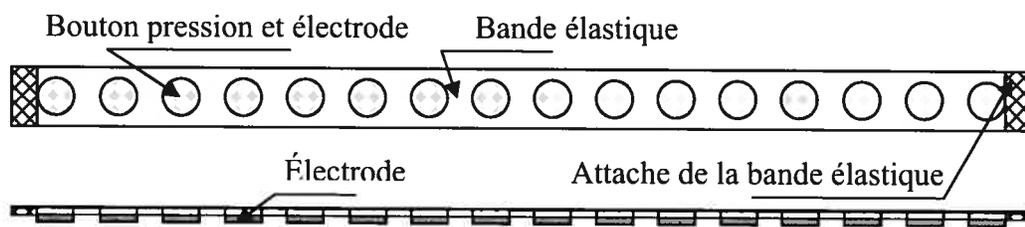


Fig. 4. 18 Bande élastique se plaçant par dessus la matrice guide et contenant les électrodes d'Ag/AgCl.

CHAPITRE V : DISCUSSION

5.1 Retour sur le premier objectif

- *Développer un montage expérimental permettant d'obtenir une série de signaux simples représentant d'établir la validité d'un modèle dipolaire pouvant expliquer la distribution du potentiel EMG au pourtour du bras et de l'avant-bras lors de contractions isométriques et isotoniques.*

Pour développer notre montage, la forme cylindrique a été considérée comme assez proche de la morphologie du bras humain et c'est celle qui a été retenue pour le développement du modèle mathématique. Pour faciliter les manipulations, on s'est servi d'un bassin dont le diamètre était environ 3 fois supérieur à celui d'un bras, mais on ne disposait pas d'électrodes ayant un diamètre de 30 mm. Il en résulte que l'amplitude des voltages mesurés était environ 3 fois plus faible qu'avec des électrodes de 30 mm. Comme la majorité des courbes expérimentales obtenues sont de nature exponentielle ou linéaire, une simple modification d'échelle permet de corriger la contrainte expérimentale. Quant aux résultats des modèles mathématiques, ils sont exprimés en pourcentage du diamètre estimé du bras plutôt qu'en valeur absolue. La présence d'électrodes sur toute la circonférence du fantôme permet l'enregistrement du signal tout autour du volume conducteur, tout comme pour

le brassard développé par Côté et Mathieu [10] et le prototype de brassard que nous avons développé.

Lors des acquisitions, la position des dipôles était fixe, représentant un potentiel extracellulaire à une position donnée dans le temps. Dans le bassin, il est aussi possible d'ignorer la composante imaginaire du milieu puisque l'ensemble des fréquences utilisées pour alimenter les dipôles est très bas (10 à 45 Hz). À ces fréquences, l'effet capacitif du milieu conducteur à l'interface avec les électrodes est aussi négligeable.

L'amplitude des signaux captés dans le bassin dépend du positionnement spatial des dipôles dans le milieu conducteur. Le premier paramètre étudié a été la hauteur. On constate que, lorsqu'un dipôle est exactement à la hauteur de l'électrode d'acquisition face à laquelle il est situé, le signal enregistré est moindre que lorsque le dipôle est au-dessus ou en dessous. Ceci s'explique du fait que si la distance séparant l'électrode d'enregistrement du pôle négatif et positif du dipôle est exactement la même, le potentiel mesuré est alors nul (annexe C). Si le montage expérimental avait été parfait, un passage à zéro du signal aurait dû se produire à la même hauteur pour toutes les électrodes d'enregistrement. En pratique ces électrodes n'ont pas été placées exactement dans un même plan horizontal. De plus, à cause de la précision mécanique disponible dans le montage, les 2 éléments servant à construire le dipôle ne sont pas parfaitement perpendiculaires au plan des électrodes d'enregistrement. La

hauteur optimale devrait varier en fonction de la distance entre le dipôle et les électrodes d'acquisitions. La distance que nous avons choisie tient compte du fait que la majorité des acquisitions se font avec un dipôle situé à 10 mm des électrodes.

Idéalement, l'électrode de référence est placée à un endroit considéré infiniment loin des électrodes d'acquisition. Malheureusement dans notre bassin à dimensions finies ceci est impossible et la grille utilisée comme électrodes de référence s'est trouvée à 52 mm du plan des électrodes d'acquisition. Compte tenu de toutes ces contraintes, la hauteur des dipôles a donc été choisie afin que l'amplitude du signal enregistré soit la plus élevée tant à l'électrode principale qu'aux électrodes adjacentes ce qui correspondait à 8 mm en dessous du plan des électrodes d'enregistrement.

Une fois la hauteur fixée, la distance entre un dipôle et l'électrode en face de laquelle il est placé (électrode principale) joue un rôle très important dans l'amplitude du signal enregistré: il y a diminution quadratique de l'amplitude du signal en fonction de l'augmentation de la distance. Lorsque le dipôle est à environ 50 mm de l'électrode principale, le signal enregistré par cette dernière est presque identique à celui capté par l'ensemble des autres électrodes. Cette distance définit une zone de sensibilité au-delà de laquelle la position d'un dipôle n'est plus détectable.

L'effet est le même si la distance est créée par un déplacement angulaire d'un dipôle. Plus l'éloignement est grand, plus le signal à l'électrode initiale (celle face à laquelle le dipôle est situé avant le déplacement) est faible. Il est donc possible d'estimer l'amplitude du signal enregistré à une électrode en fonction de la position radiale et angulaire du dipôle (une combinaison de positionnement qui donnerait une distance absolue entre l'électrode et le dipôle).

Compte tenu de la forme circulaire du plan des électrodes et à l'uniformité de la distance entre chacune d'elles, le déplacement angulaire d'un dipôle a permis de vérifier qu'à proximité de chaque électrode le même signal était obtenu que pour l'électrode précédente. Les dipôles ont donc été placés face à diverses électrodes lors de nos acquisitions.

Finalement, une variation de la tension alimentant les dipôles se fait sentir à toutes les électrodes d'acquisition. Il en résulte une variation du signal enregistré à chacune des électrodes qui est, relativement à la valeur précédente la même pour chacune des électrodes et ceci peu importe sa distance au dipôle.

Quant à la fréquence du signal alimentant les dipôles, elle n'a aucun effet significatif sur le signal acquis aux électrodes. Les fréquences utilisées ici sont faibles (moins de 50 Hz) comparativement au contenu fréquentiel des signaux EMG de surface (s'étalant entre 10 à 200 Hz). Il aurait été plus réaliste

d'utiliser des fréquences plus élevées mais la restriction venait de la nature du circuit électronique utilisé pour générer le courant. Lorsque plus d'un dipôle a été utilisé, chacun d'eux était excité à une fréquence propre pour identifier la contribution de chacun sur les signaux captés.

Pouvant agir sur chacun des paramètres de notre montage (position radiale et angulaire, hauteur, tension du ou des dipôles) il est possible de faire l'acquisition de plusieurs signaux permettant de vérifier la validité d'un modèle mathématique inverse appliqué à des distributions de potentiels pouvant être captés autour du bras de sujets humains. Parmi les nombreuses valeurs que les paramètres du montage peuvent prendre, on a tenté d'identifier les combinaisons qui, tout en étant simples, étaient susceptibles de mieux mettre en évidence les principales forces et faiblesses du modèle mathématique. Dans un premier temps, un seul dipôle a été utilisé. Par la suite, deux et trois dipôles ont été placés dans le milieu conducteur.

Quand deux dipôles ont été positionnés à proximité l'un de l'autre, on a observé que l'amplitude du signal capté aux électrodes d'enregistrement, se trouvait augmenté à certains moments et réduit à d'autres. Ce phénomène est probablement causé par l'interférence entre les fréquences alimentant chaque dipôle. Normalement, on devrait noter un simple additivité des dipôles les uns avec les autres. Toutefois, soit à cause des fréquences différentes ou du fait que le déphasage entre les fréquences identiques n'a pu être contrôlé, nous n'avons

pu retrouver cette simple additivité. On constate aussi que l'amplitude moyenne des signaux est plus élevée quand deux dipôles sont actifs. Cette augmentation affecte non seulement les électrodes d'enregistrement au voisinage des dipôles mais aussi toutes les autres. Une augmentation de la tension alimentant les dipôles cause donc une augmentation du signal capté par l'ensemble des électrodes tel que déjà mentionné préalablement.

Lorsque les dipôles actifs sont tout près l'un de l'autre, l'effet d'interférence est à son maximum. Lorsque les dipôles sont éloignés, l'utilisation du spectre de puissance a permis de constater qu'une source de courant éloignée d'une électrode d'enregistrement en influence le signal acquis.

Le déplacement angulaire d'un dipôle par rapport à un autre permet d'explorer la présence de signal sur deux électrodes adjacentes. En éloignant angulairement un dipôle d'un autre, il est possible de trouver la distance minimale à laquelle il devient possible de distinguer parfaitement la présence de chacune des deux sources.

Lorsque deux dipôles approximativement de même intensité sont similairement placés radialement vis-à-vis de deux électrodes d'enregistrement, le signal enregistré à une des électrodes vient en très grande partie de la source rapprochée mais un peu aussi de la source éloignée. Si on double la tension du second dipôle, on a constaté que ceci a peu d'influence sur les signaux acquis

aux électrodes. Cette faible influence persiste lorsque le second dipôle est éloigné angulairement de plus de 15 mm de l'autre dipôle. Ceci résulterait du fait que le second dipôle, même s'il est alimenté à une tension double de celui de l'autre dipôle, semblerait trop éloigné de l'électrode d'enregistrement en face du premier dipôle pour influencer le signal qui y est capté.

De plus, on a constaté (figure 5.1) que si le support de plastique qui sert à maintenir le dipôle en place s'interpose entre le dipôle et une des électrodes d'enregistrement, le signal qui y est capté est réduit en amplitude. Un dipôle entourant le support a déjà été utilisé, mais le cuivre utilisé pour chaque pôle se corrodait dans le milieu salin: la détérioration changeait le signal émis par le dipôle. Il serait donc intéressant d'utiliser un dipôle annulaire assez petit pour ne pas prendre trop d'espace dans le volume conducteur et construit dans un matériel qui ne se corrode pas (par exemple un cathéter).

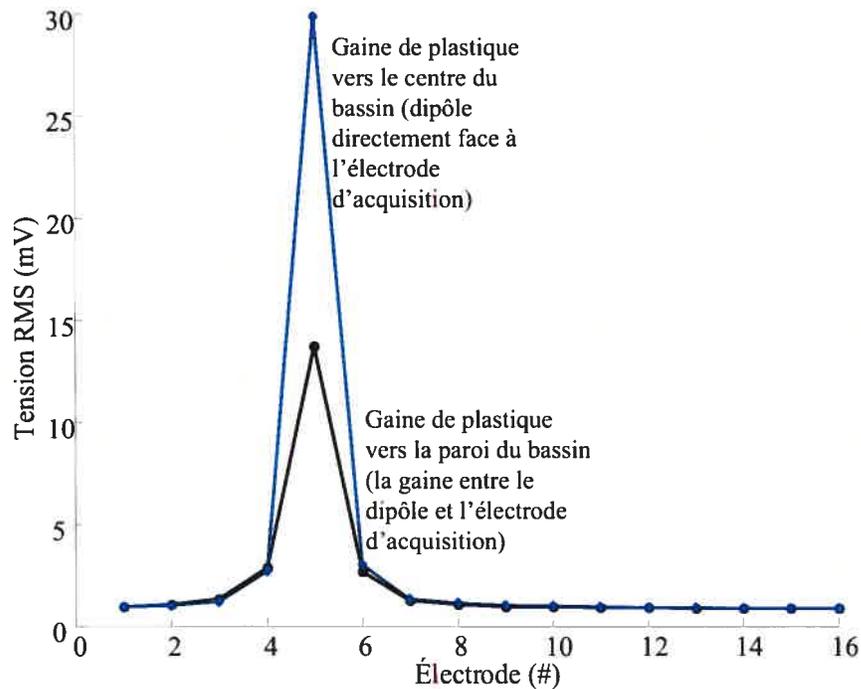


Fig. 5. 1 Signal enregistré lorsque le dipôle fait face à l'électrode d'acquisition (support de plastique vers le centre du bassin) et lorsque le support est placé entre le dipôle et l'électrode d'acquisition (rotation de 180° du dipôle sur lui-même). Comme le dipôle tourne sur lui-même, la distance entre les électrodes et le dipôle reste constante

Ceci nous a amené à brièvement explorer la présence d'obstacles au passage des lignes de flux émis par les dipôles. Lorsqu'un obstacle en plastique (environ 1.5 mm d'épaisseur, figure 5.2) est placé devant le dipôle, le signal enregistré est grandement diminué pour l'électrode voisine du dipôle, mais pratiquement pas pour les autres électrodes. Pour obtenir un signal similaire sans obstacle, il faut éloigner le dipôle d'une distance beaucoup plus grande que l'épaisseur de l'obstacle. L'objet en plastique bloque donc partiellement le

signal émis par le dipôle et il est alors possible de considérer de formes et de dimensions différentes, il serait possible de tenter de reproduire certaines inhomogénéités du milieu conducteur tel la présence des os, des veines et artères et de couches adipeuses.

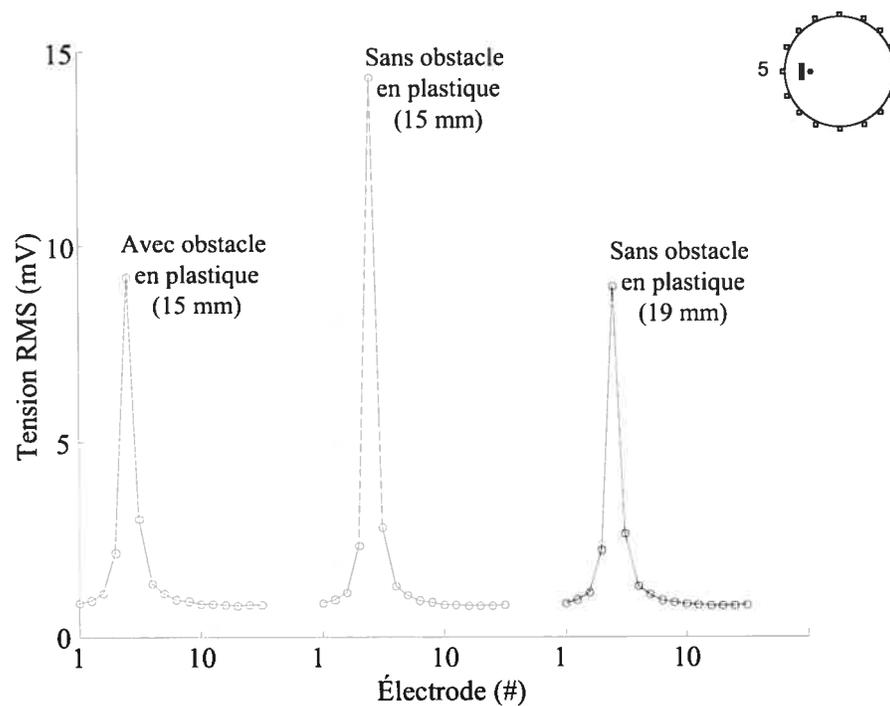


Fig. 5. 2 À gauche : distribution de potentiel avec un obstacle en plastique est interposé entre le dipôle et une électrode d'enregistrement. Au centre : l'obstacle est enlevé. À droite: le dipôle est éloigné du bord du bassin pour obtenir une distribution similaire à celle enregistrée en présence de l'obstacle. La distance indiquée entre parenthèse est celle entre le dipôle et l'électrode d'enregistrement la plus proche du dipôle. . L'obstacle est placé approximativement 5 mm devant le dipôle.

Il est important de rappeler que la présence de plus d'une source dans le bassin ou l'augmentation de la tension d'une source unique augmente le signal capté

par chacune des électrodes. On peut expliquer ceci par le fait que le milieu conducteur étant uniforme toute variation de potentiel affecte l'ensemble des électrodes d'acquisition. Ainsi, une source importante de courant éloignée d'une électrode pourrait masquer la présence d'un petit dipôle voisin de cette électrode. Tout comme pour les déplacements angulaires de deux sources, les déplacements radiaux permettent de vérifier la sensibilité du modèle à détecter la présence de sources susceptibles d'interagir au niveau des électrodes d'enregistrement.

Pour vérifier la capacité du modèle inverse à détecter des sources de courants dont la position est connue mais où leur importance relative est à identifier, nous avons un ensemble de données où on varie l'alimentation de dipôles qui sont fixes et d'un second ensemble où toutes les sources sont à la même tension mais où un des dipôles est déplacé radialement de la paroi vers le centre du bassin.

Quand trois sources de courant ont été utilisées, leur identification est facilitée du fait que chacune d'elle était alimentée à une fréquence donnée, mais il a été difficile, pour certaines configurations, de les positionner avec précision dans le bassin. De plus, lorsqu'il fallait déplacer radialement une des sources, la largeur des supports en plexiglas rendait difficile le mouvement du dipôle sans qu'il n'y ait un petit déplacement des autres dipôles. Finalement, il était impossible

de placer initialement tous les dipôles exactement à la même distance des électrodes d'enregistrement.

Les principaux paramètres généralement considérés par un modèle mathématique (position et tension relative) sont donc vérifiables, avec une certaine erreur, à partir des signaux générés avec notre montage expérimental. Ainsi, lorsqu'un seul dipôle est présent, ses différents positionnements vont servir à étudier la sensibilité et la précision du modèle théorique à identifier cette position. En présence de plus d'une source à une même tension ou à des tensions différentes, on va vérifier le nombre de dipôles différent que le modèle peut localiser et sa capacité à estimer leur intensité relative. Avec la possibilité d'avoir plusieurs dipôles dans le fantôme et de les contrôler de façon indépendante, une grande quantité de données peuvent être générées pour tester les capacités et limites du modèle.

On présente à l'Annexe B, la valeur quadratique de signaux EMG captés pour 3 sujets. C'est en vue de pouvoir expliquer de telles distributions de potentiel autour du bras qu'un modèle inverse a été développé. Toutefois pour vérifier si le modèle est bon, des signaux tests, comme ceux que nous avons acquis en bassin étaient nécessaires.

5.2 Difficultés et limites du montage expérimental

Bien que ce montage expérimental permette d'acquérir des données qui peuvent servir à faire la validation de modèles mathématiques, ce dernier comporte plusieurs lacunes dont il faudra éventuellement tenir compte.

Une première faiblesse de notre montage découle de l'approximation très grossière qui est faite de la physiologie du membre supérieur. En effet, nous avons un milieu conducteur uniforme qui n'est pas celui qu'on retrouve au niveau du bras où on trouve une couche de peau, de gras, et des inhomogénéités associées aux os et à la présence des nerfs, veines et artères.. Il est toutefois possible d'ajouter des objets non-conducteurs dans le bassin pour obtenir une plus grande similitude avec le milieu physiologique. De plus, la forme cylindrique du bassin n'est qu'une approximation du contour d'un bras ou d'un avant-bras. Il s'en suit pour des enregistrements chez des sujets, que les électrodes des matrices d'acquisition ne se trouveront pas distribuées circulairement comme avec notre montage. L'application du modèle mathématique aux données du bassin va donc être plus facile mais moins réaliste que lorsque des données captées sur sujets humains seront analysées.

Avec le matériel utilisé, un positionnement précis des dipôles n'était pas facile. En effet, la taille des dipôles et de leur support ne permettait pas toujours de manipuler aisément les sources de courant dans le bassin. Ce manque de précision au niveau de la position des dipôles va affecter la précision dans la

localisation des sources et l'estimation de leur intensité relative obtenues par le modèle. De plus, comme les tiges servant de support aux dipôles n'étaient pas parfaitement rectilignes, on a une autre erreur au niveau du positionnement des dipôles. De ce fait, il faut aussi considérer que l'axe des dipôles n'ait pas été parfaitement perpendiculaire au plan des électrodes d'enregistrement, lesquelles pouvaient aussi ne pas être entièrement comprises dans le même plan.

Le matériel a été conçu pour faire des acquisitions avec un dipôle statique dans le volume conducteur. Puisque les potentiels d'action se déplacent le long des fibres musculaires, il serait intéressant de déplacer les dipôles verticalement à l'intérieur du fantôme. Malheureusement, la hauteur réduite du bassin que nous avons utilisé nous a empêché de procéder à de tels déplacements. Un bassin ayant une plus grande hauteur aurait aussi permis de placer la référence à un point considéré comme infiniment loin. Dans notre montage la grille utilisée comme référence, était relativement proche des électrodes d'enregistrement i.e. 50 mm.

Il n'est malheureusement pas possible pour l'instant de commencer la validation du modèle mathématique présenté en annexe de ce mémoire. Le code servant à faire l'analyse des données retourne des erreurs de compilation lorsque les données acquises en bassin sont utilisées. La programmation du modèle doit être révisée afin de permettre aux matrices de données générées par l'acquisition d'être analysées par le modèle mathématique.

5.3 Retour sur le deuxième objectif

- *Développer un prototype de matrice d'acquisition qui permet de capter les signaux EMG tout autour du membre supérieur des sujets.*

Le prototype que nous avons développé permet de solutionner les différentes lacunes de l'ancien brassard utilisé pour faire des acquisitions autour de la circonférence du membre supérieur. Toutefois il faut faire certaines mises en garde concernant ce prototype.

Premièrement, pour conserver une distance similaire entre les colonnes et les rangées d'électrode, il faut que le bras soit de dimension moyenne. Si on désire faire l'investigation des signaux EMG de gros bras ou de petits avant-bras, une matrice semblable, mais de plus grande ou plus petite dimension devra être développée. Il est à noter qu'avec 16 électrodes par rangée, on ne peut réduire appréciablement la taille du brassard sinon il sera extrêmement difficile, voir impossible, d'utiliser des électrodes de 10 mm de diamètre.. Deuxièmement, nous avons construit un prototype de brassard d'acquisition. Pour des raisons logicielles et matérielles (nombre de canaux d'amplification disponibles au laboratoire, câble permettant l'acquisition de signaux monopolaires à partir du nouveau brassard et nouvel interface d'acquisition à construire pour la saisie de simultanée de 48 signaux), on n'a pu procéder à une vérification adéquate du matériel développé. Comme le montage en bassin ne faisait pas usage des

mêmes connections que celles du nouveau brassard, on n'a pu procéder à des acquisitions même avec un nombre réduit de canaux. Par contre, des tests ont été effectués pour vérifier le comportement des différentes couches du brassard lors de son installation sur le bras et lors de contractions soit du biceps, soit du triceps. La première couche du brassard en néoprène permet de former un guide de positionnement des électrodes qui suit les différents mouvements, avec un minimum de déformation. La présence des trous permet de connaître les positions exactes où seront placées les électrodes et d'y placer facilement la pâte conductrice. Les bandes élastiques permettent d'installer rapidement les électrodes. La dernière couche élastique du brassard assure un bon contact entre la peau et les électrodes. Il faut par contre faire attention que cette dernière couche ne soit pas trop serrée pour éviter qu'en comprimant le gel, celui-ci ne déborde et face un contact avec les électrodes avoisinantes.

Finalement, il est recommandé de laver la matrice servant de guide à chaque utilisation pour éviter que le gel conducteur ne soit absorbé par le néoprène et que celui-ci ne se détériore avec un usage répété.

CHAPITRE VI : CONCLUSION

Dans l'étude de l'EMG, il nous a été à même de constater que les travaux sur fantôme étaient pratiquement inexistantes. C'est la raison pour laquelle, nous nous sommes attaqués à ce problème en mettant sur pied un montage expérimental simple. Intéressé par la distribution de potentiel autour du membre supérieur lors de diverses contractions musculaires, notre montage a consisté en un cylindre rempli d'une solution saline. À la circonférence de ce cylindre, une rangée d'électrodes d'enregistrement a été placée uniformément à une certaine hauteur et une grille placée au fond du bassin a servi de référence. Des sources de courant ont été placées dans le milieu conducteur et des distributions de potentiels ont été obtenues. Des séries de données ont été obtenues en vue de permettre la validation d'un modèle mathématique portant sur l'indentification de dipôles pouvant être associé à l'activité des muscles du bras lors de contractions produites dans des conditions isométriques et isotoniques. Il est présentement possible de vérifier la sensibilité du système aux différents mouvements (radial et angulaire) des sources dans le milieu conducteur, à une variation de la tension des sources et à la présence de plus d'une source. Le montage est relativement simple de sorte que de nouvelles données associées à certaines positions particulières des dipôles pourraient être obtenues assez rapidement si nécessaire

Toutefois avant de procéder à de nouvelles acquisitions, des améliorations pourraient être apportées au montage. Ainsi :

1) Il serait avantageux que la référence puisse être placée dans une position considérée comme « à l'infini » pour s'assurer qu'elle n'influence pas les signaux enregistrés. Pour ce faire, un bassin plus profond, mais avec la même circonférence, pourrait être utilisé.

2) Tout comme pour le prototype de brassard que nous avons proposé, il serait avantageux d'ajouter 2 autres rangées d'électrodes. Ceci permettrait d'effectuer des acquisitions avec des dipôles placés à différentes hauteurs et donc mieux modéliser les données expérimentales qui ont été acquises par notre groupe dans le passé ou d'étudier le déplacement des fronts de potentiels d'action le long des fibres musculaires. Ceci serait possible si on augmente la profondeur du bassin tel que mentionné au point précédent.

3) Il serait intéressant de rendre le montage plus réaliste en augmentant par exemple le nombre de dipôles utilisés dans les simulations. Il faudrait alors modifier le système de positionnement et de déplacement des sources pour en faciliter la manipulation et pour obtenir plus de précision dans leur positionnement. En insérant dans le milieu conducteur des zones en gel de type agar-agar, on pourrait créer un volume conducteur anisotrope. Cette variabilité de la conductivité permettrait de créer un fantôme se rapprochant

beaucoup plus des conditions physiologiques existantes dans un membre humain. On peut aussi penser à insérer divers objets de manière à représenter les os, les artères et les veines les plus importantes ainsi que certaines masses de gras. Pour augmenter encore plus le réalisme du montage, un bassin ovale ou moulé selon le pourtour d'un bras pourrait ajouter au réalisme des simulations.

Du côté du brassard d'acquisition, un prototype a été développé en tenant compte des limitations d'un ancien modèle tout en conservant ses points forts. Facile à installer et à entretenir, le nouveau brassard comprend un plus grand nombre d'électrodes ce qui permet une plus grande résolution spatiale. La distance fixe entre toutes les électrodes permettra éventuellement des traitements des signaux qui seront beaucoup plus facile qu'avec l'ancien modèle.

Il serait intéressant d'avoir un système d'acquisition fonctionnel (matériel et logiciel) permettant de tester adéquatement le nouveau prototype pour s'assurer qu'il répond parfaitement aux exigences attendues. Si on diminue la taille des électrodes utilisées on peut augmenter la résolution spatiale du système pour l'étude d'une même circonférence de bras. En contrepartie, une augmentation du nombre d'électrode implique la disponibilité d'un système d'amplificateur multi-canaux plus important.

Avec les données acquises en bassin, il est aussi possible de comparer l'efficacité et la performance de différents modèles mathématique inverses. Plus les modèles sont performants, plus les résultats obtenus par ceux-ci seront précis. En se servant du meilleur modèle, il devient alors possible d'identifier avec une certaine confiance quel(s) muscle(s) ou quelle région d'un muscle peut être sollicitée lors de la production d'une contraction. Disposant d'un modèle fiable, on pourra considérer d'utiliser la matrice d'électrodes au niveau de l'avant-bras où beaucoup de petits muscles sont présents en vue d'identifier les zones musculaires activées lors des mouvements de la main.

En conclusion, nous avons réalisé un montage expérimental assez simple, permettant d'acquérir des signaux permettant de valider des modèles mathématiques en EMG. Les données qui ont été acquises devraient pouvoir établir la sensibilité de ces modèles à détecter la position et l'intensité relative des dipôles ayant donné lieu aux distributions de potentiels mesurés. Afin de pouvoir ensuite utiliser ces modèles, le prototype d'une matrice d'acquisition a été développé afin de pouvoir faire aussi des acquisitions sur des sujets humains. Nous espérons que nos travaux vont permettre de poursuivre le développement des modèles mathématiques et contribuer à mieux décoder l'information véhiculée dans les signaux EMG de surface.

Références

1. Alemu, M., Kumar, D. K., and Bradley, A. Time-frequency analysis of SEMG--with special consideration to the interelectrode spacing. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2003; 11: 4:341-5.
2. Arabadzhiev, T. I., Dimitrov, G. V., and Dimitrova, N. A. The cross-correlation and phase-difference methods are not equivalent under noninvasive estimation of the motor unit propagation velocity. *J Electromyogr Kinesiol* 2004; 14: 3:295-305.
3. Baillet, S., Riera, J. J., Marin, G., Mangin, J. F., Aubert, J., and Garnero, L. Evaluation of inverse methods and head models for EEG source localization using a human skull phantom. *Phys Med Biol* 2001 46: 1:77-96.
4. Barkhaus, P. E. and Nandedkar, S. D. Recording characteristics of the surface EMG electrodes. *Muscle Nerve* 1994; 17: 11:1317-23.
5. Beck, R. B., O'Malley, M., van Dijk, J. P., Nolan, P., and Stegeman, D. F. The effects of bipolar electrode montage on conduction velocity estimation from the surface electromyogram. *J Electromyogr Kinesiol* 2004; 14: 4:505-14.
6. Christova, P. and Kossev, A. Human motor unit recruitment and derecruitment during long lasting intermittent contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 2001; 11: 3:189-96.
7. Christova, P., Kossev, A., Kristev, I., and Chichov, V. Surface EMG recorded by branched electrodes during sustained muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol* 1999; 9: 4:263-76.
8. Christova, P., Kossev, A., and Radicheva, N. Discharge rate of selected motor units in human biceps brachii at different muscle lengths. *J Electromyogr Kinesiol* 1998; 8: 5:287-94.
9. Coury, H. G., Kumar, S., and Narayan, Y. An electromyographic study of upper limb adduction force with varying shoulder and elbow postures. *J Electromyogr Kinesiol* 1998; 8: 3:157-68.
10. Côté, J. and Mathieu, P. A. Mapping of the human upper arm muscle activity with an electrode matrix. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2000; 40: 4:215-23.
11. Dimitrova, N. A. and Dimitrov, G. V. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13: 1:13-36.
12. Dimitrova, N. A., Dimitrov, G. V., and Chikhman, V. N. Effect of electrode dimensions on motor unit potentials. *Med Eng Phys* 1999; 21: 6-7:479-85.
13. Disselhorst-Klug, C., Rau, G., Schmeer, A., and Silny, J. Non-invasive detection of the single motor unit action potential by averaging the spatial potential distribution triggered on a spatially filtered motor unit action potential. *J Electromyogr Kinesiol* 1999; 9: 1:67-72.

14. Dumitru, D. Physiologic basis of potentials recorded in electromyography . *Muscle Nerve* 2000; 23: 11:1667-85.
15. Dupont, L., Gamet, D., and Perot, C. Motor unit recruitment and EMG power spectra during ramp contractions of a bifunctional muscle. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 4:217-24.
16. Enoka, R. M. and Fuglevand, A. J. Motor unit physiology: some unresolved issues. *Muscle Nerve* 2001; 24: 1:4-17.
17. Farina, D., Fosci, M., and Merletti, R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *J Appl Physiol* 2002; 92: 1:235-47.
18. Farina, D., Madeleine, P., Graven-Nielsen, T., Merletti, R., and Arendt-Nielsen, L. Standardising surface electromyogram recordings for assessment of activity and fatigue in the human upper trapezius muscle. *Eur J Appl Physiol* 2002; 86: 6:469-78.
19. Fenici, R., Brisinda, D., Nenonen, J., and Fenici, P. Phantom validation of multichannel magnetocardiography source localization. *Pacing Clin Electrophysiol* 2003; 26: 1 Pt 2:426-30.
20. Gabor, D. and Nelson, C. V. Determination of the resultant dipole of the heart from measurements on the body surface. *Journal of Applied Physics* 1954; 25: 4:413-416.
21. Gerdle, B., Larsson, B., and Karlsson, S. Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque: a study of repetitive maximum isokinetic knee extensions. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 4:225-32.
22. Gharib, S., Sutherling, W. W., Nakasato, N., Barth, D. S., Baumgartner, C., Alexopoulos, N., Taylor, S., and Rogers, R. L. MEG and ECoG localization accuracy test. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1995; 94: 2:109-14.
23. Gordon, K. D., Pardo, R. D., Johnson, J. A., King, G. J., and Miller, T. A. Electromyographic activity and strength during maximum isometric pronation and supination efforts in healthy adults. *J Orthop Res* 2004; 22: 1:208-13.
24. Gransberg, L. Norgren M. and Knutsson E. Source localisations of artificial dipoles in a skull shaped volume with uni- and bilateral MEG recordings using spherical and boundary element models, *Biomag 2000 12th International Conference on Biomagnetism*, August 13-17 2000, Espoo, Finland.
25. Gribble, P. L., Mullin, L. I., Cothros, N., and Mattar, A. Role of cocontraction in arm movement accuracy. *J Neurophysiol* 2003; 89: 5:2396-405.
26. Gulrajani R.M, *Bioelectricity and Biomagnetism*, John Wiley & sons, United States of America, 729 p. 1998.
27. Heasman, B. C., Valentin, A., Alarcon, G., Garcia Seoane, J. J., Binnie, C. D., and Guy, C. N. A hole in the skull distorts substantially the distribution of extracranial electrical fields in an in vitro model. *J Clin Neurophysiol* 2002; 19: 2:163-71.
28. Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., and Rau, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr*

- Kinesiol 2000; 10: 5:361-74.
29. Hewson, D. J., Hogrel, J. Y., Langeron, Y., and Duchene, J. Evolution in impedance at the electrode-skin interface of two types of surface EMG electrodes during long-term recordings. *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13: 3:273-9.
 30. Hogrel, J. Y. Use of surface EMG for studying motor unit recruitment during isometric linear force ramp. *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13: 5:417-23.
 31. Hogrel, J. Y., Duchene, J., and Marini, J. F. Variability of some SEMG parameter estimates with electrode location. *J Electromyogr Kinesiol* 1998; 8: 5:305-15.
 32. Holtermann, A., Roeleveld, K., and Karlsson, J. S. Inhomogeneities in muscle activation reveal motor unit recruitment. *J Electromyogr Kinesiol* 2005; 15: 2:131-7.
 33. Huijing, P. A. Muscle, the motor of movement: properties in function, experiment and modelling. *J Electromyogr Kinesiol* 1998; 8: 2:61-77.
 34. Kleine, B. U., Stegeman, D. F., Mund, D., and Anders, C. Influence of motoneuron firing synchronization on SEMG characteristics in dependence of electrode position. *J Appl Physiol* 2001; 91: 4:1588-99.
 35. Kuiken, T. A., Stoykov, N. S., Popovic, M., Lowery, M., and Taflove, A. Finite element modeling of electromagnetic signal propagation in a phantom arm. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2001; 9: 4:346-54.
 36. Lange, F., Van Weerden, T. W., and Van Der Hoeven, J. H. A new surface electromyography analysis method to determine spread of muscle fiber conduction velocities. *J Appl Physiol* 2002; 93: 2:759-64.
 37. Lapatki, B. G., Van Dijk, J. P., Jonas, I. E., Zwarts, M. J., and Stegeman, D. F. A thin, flexible multielectrode grid for high-density surface EMG. *J Appl Physiol* 2004; 96: 1:327-36.
 38. Leahy, R. M., Mosher, J. C., Spencer, M. E., Huang, M. X., and Lewine, J. D. A study of dipole localization accuracy for MEG and EEG using a human skull phantom. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1998 ;107: 2:159-73.
 39. Lindeman, E., Spaans, F., Reulen, J. P., Leffers, P., and Drukker, J. Surface EMG of proximal leg muscles in neuromuscular patients and in healthy controls. Relations to force and fatigue. *J Electromyogr Kinesiol* 1999 ;9: 5:299-307.
 40. Lowery, M. M., Stoykov, N. S., Dewald, J. P., and Kuiken, T. A. Volume conduction in an anatomically based surface EMG model. *IEEE Trans Biomed Eng* 2004; 51: 12:2138-47.
 41. MacLeod, R. S., Ni, Q., Punske, B., Ershler, P. R., Yilmaz, B., and Taccardi, B. Effects of heart position on the body-surface electrocardiogram. *J Electrocardiol* 2000; 33 Suppl: 229-37.
 42. Menninghaus, E., Lutkenhoner, B., and Gonzalez, S. L. Localization of a dipolar source in a skull phantom: realistic versus spherical model. *IEEE Trans Biomed Eng* 1994; 41: 10:986-9.

43. Merletti, R. and Lo Conte, L. R. Surface EMG signal processing during isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 1997; 7: 4:241-250.
44. Nandedkar, S. D., Nandedkar, D. S., Barkhaus, P. E., and Stalberg, E. V. Motor unit number index (MUNIX). *IEEE Trans Biomed Eng* 2004; 51: 12:2209-11.
45. Ollivier, K., Portero, P., Maisetti, O., and Hogrel, J. Y. Repeatability of surface EMG parameters at various isometric contraction levels and during fatigue using bipolar and Laplacian electrode configurations. *J Electromyogr Kinesiol* 2005; 15: 5:466-73.
46. Peach, J. P., Gunning, J., and McGill, S. M. Reliability of spectral EMG parameters of healthy back extensors during submaximum isometric fatiguing contractions and recovery. *J Electromyogr Kinesiol* 1998; 8: 6:403-10.
47. Pesola, K., Tenner, U., Nenonen, J., Endt, P., Brauer, H., Leder, U., and Katila, T. Multichannel magnetocardiographic measurements with a physical thorax phantom. *Med Biol Eng Comput* 1999; 37: 1:2-7.
48. Rainoldi, A., Galardi, G., Maderna, L., Comi, G., Lo Conte, L., and Merletti, R. Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol* 1999; 9: 2:105-19.
49. Roeleveld, K., Sandberg, A., Stalberg, E. V., and Stegeman, D. F. Motor unit size estimation of enlarged motor units with surface electromyography. *Muscle Nerve* 1998; 21: 7:878-86.
50. Roeleveld, K., Stegeman, D. F., Vingerhoets, H. M., and Van Oosterom, A. Motor unit potential contribution to surface electromyography. *Acta Physiol Scand* 1997; 160: 2:175-83.
51. Roeleveld, K., Stegeman, D. F., Vingerhoets, H. M., and Van Oosterom, A. The motor unit potential distribution over the skin surface and its use in estimating the motor unit location. *Acta Physiol Scand* 1997; 161: 4:465-72.
52. Roy, S. H., De Luca, C. J., and Schneider, J. Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *J Appl Physiol* 1986; 61: 4:1510-7.
53. Sbriccoli, P., Bazzucchi, I., Rosponi, A., Bernardi, M., De Vito, G., and Felici, F. Amplitude and spectral characteristics of biceps Brachii sEMG depend upon speed of isometric force generation. *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13: 2:139-47.
54. Sbriccoli, P., Felici, F., Rosponi, A., Aliotta, A., Castellano, V., Mazza, C., Bernardi, M., and Marchetti, M. Exercise induced muscle damage and recovery assessed by means of linear and non-linear sEMG analysis and ultrasonography. *J Electromyogr Kinesiol* 2001; 11: 2:73-83.
55. Schubert, R. W. An experimental study of the multipole series that represents the human electrocardiogram. *IEEE Trans Biomed Eng* 1968; 15: 4:303-12.
56. Sutherling, W. W., Akhtari, M., Mamelak, A. N., Mosher, J., Arthur, D., Sands, S., Weiss, P., Lopez, N., DiMauro, M., Flynn, E., and Leah, R. Dipole localization of human induced focal afterdischarge seizure in simultaneous magnetoencephalography and electrocorticography. *Brain Topogr* 2001; 14: 2:101-16.

57. Zwarts, M. J. Evaluation of the estimation of muscle fiber conduction velocity. Surface versus needle method. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1989; 73: 6:544-8.
58. Zwarts, M. J. and Stegeman, D. F. Multichannel surface EMG: basic aspects and clinical utility. *Muscle Nerve* 2003 ; 28: 1:1-17.

Annexe A : Exemple d'un modèle mathématique

Le modèle mathématique très brièvement décrit ici est celui développé par Dan Mirescu lors de son passage au laboratoire EMG dans le cadre d'un stage post doctoral. Des exemples d'enregistrements utilisés pour vérifier le fonctionnement du modèle seront présentés à l'annexe B.

Le modèle se base sur la présence de dipôles dans un milieu conducteur uniforme cylindrique. Les dipôles sont associés à des zones d'activité musculaire. Dans un premier temps, un modèle direct est utilisé afin de trouver une expression analytique pour décrire la répartition du potentiel à la surface du cylindre associée à la présence de dipôles. Les polynômes de Legendre et les polynômes associés de Legendre permettent d'expliquer cette répartition puisqu'il existe une similitude entre la forme et la périodicité des courbes de Legendre et celles générées par la présence d'un dipôle électrique dans un cylindre. Cette expression est ensuite simplifiée en associant les résultats à des fonctions polynomiales et exponentielles.

Dans un second temps, le modèle inverse permet d'associer des sources dipolaires dans le milieu cylindrique au potentiel recueilli en surface. En prenant la valeur quadratique moyenne du potentiel enregistré expérimentalement à chaque électrode et en utilisant la fonction inverse (de celle utilisée dans le modèle direct), on peut trouver la position et l'intensité

relative des sources dipolaires dans le milieu cylindrique. Un ajustement de cette position est ensuite réalisé en utilisant la méthode des moindres carrés pour réduire l'écart entre la courbe calculée et la distribution de potentiel enregistrée. Une première estimation de la position des dipôles est faite à l'aide de la dérivée seconde de la valeur RMS des potentiels enregistrés à la surface. Le modèle comporte malheureusement une limitation importante. Une fois la position radiale estimée, elle n'est plus considérée lors de l'ajustement de la distribution de potentiel. Lors de cet ajustement, le modèle tient aussi compte de l'intensité de chacune des sources. Afin d'éviter l'infinité de solutions, le modèle limite à 3 le nombre de dipôles dans le cylindre. De plus, les endroits où il est physiologiquement impossible qu'un dipôle existe (le gras et la peau) sont exclus de la zone où les dipôles peuvent se trouver. On tient aussi compte de la distance maximale à laquelle une électrode de surface peut capter un signal EMG généré dans un membre.

Pour acquérir des données expérimentales, le brassard présenté dans la revue de littérature a été utilisé (Côté et Mathieu [10]). Une fois installé de façon à ce que la zone sans électrode (où est situé le connecteur) soit vis-à-vis de la partie du bras où les muscles ne sont pas présent (figure A.1), les sujets ont fait des contractions isotoniques et isométriques variant entre 25% et 75% de leur CMV et ce sur des durées allant de 3 à 10 s. Les données ont été amplifiées (2500 V/V) et filtrées (10 à 500 Hz) et numérisées en temps réel (2 kHz) puis enregistrées sur PC pour ensuite être traitées.

Les données ont été interpolées sur 360° pour compenser la zone où il y a absence d'électrodes sur le brassard. La distribution de potentiel obtenue sur le pourtour du brassard était celle que le modèle a tenté de reproduire. Différentes acquisitions et les résultats générés par le modèle sont présentés à l'annexe B.

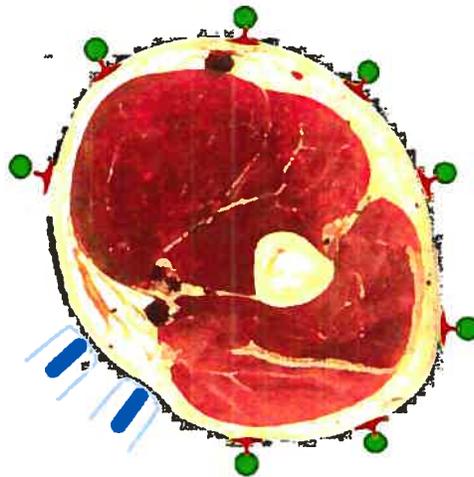


Fig A. 1 Répartition des 8 colonnes d'électrodes (points verts) autour du bras d'un sujet. Les connecteurs reliant les électrodes au système informatique sont représenté en bleu et placés à un endroit où passe les nerfs et les veines et où la présence musculaire est minimale.

Annexe B – Exemple de signaux EMG captés au niveau du membre supérieur de trois sujets

Plusieurs acquisitions EMG ont été faites sur des sujets afin de vérifier le comportement du modèle mathématique présenté à l'annexe précédente. À titre d'exemple, on présente à la figure B.1 la distribution de potentiel obtenu autour du bras de 3 sujets différents. Ces signaux montrent clairement qu'une grande différence peut exister sous les électrodes (position des maxima et amplitude maximale). Cette différence indique que ces patrons d'activité sont générés par des combinaisons différentes de dipôles dont le nombre, l'intensité relative et la position sont à identifier avec le modèle inverse.

Une fois la distribution de potentiel analysée par le modèle, on a obtenu les résultats de la figure B.2 où la présence de 2 à 3 dipôles semblerait adéquate pour simuler les distributions de potentiels obtenus autour du bras des ces sujets. Comme ces résultats ne portent que sur 3 s d'un signal pouvant s'étendre sur plusieurs secondes, l'étude de segments successifs permet de suivre l'évolution des dipôles dans le temps en présence de fatigue.

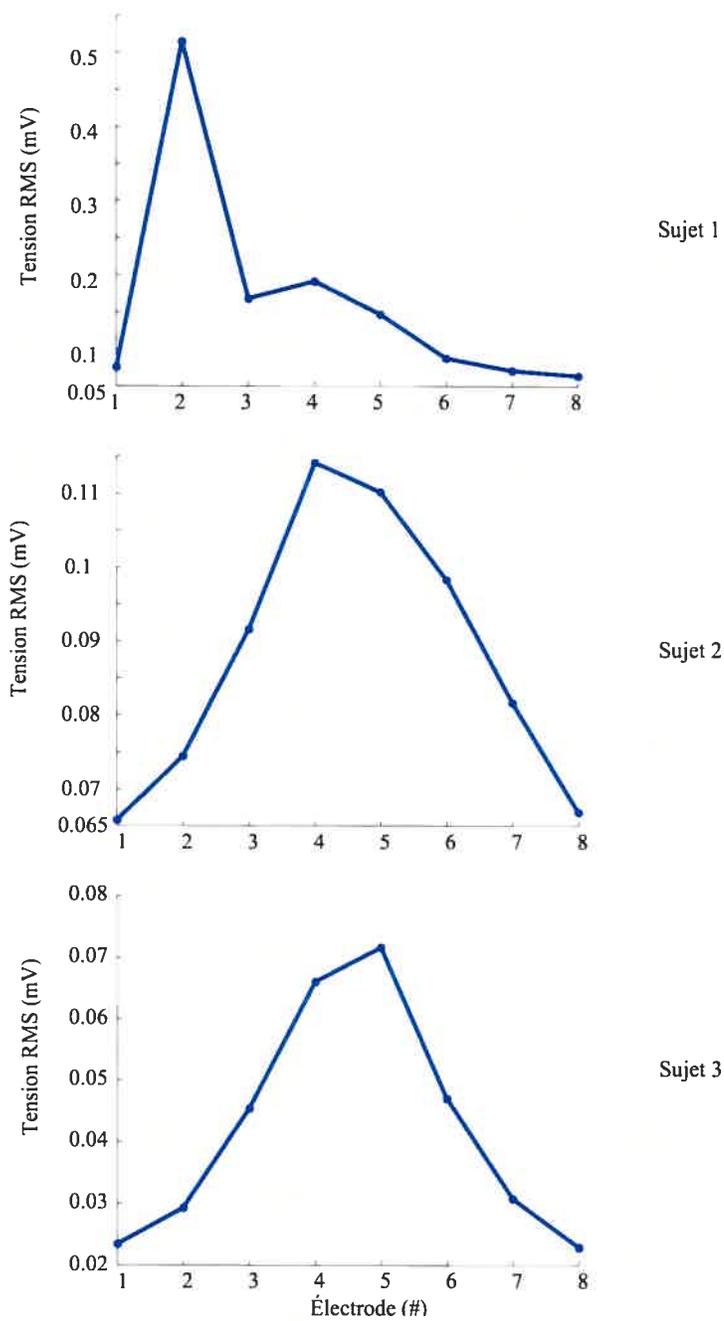
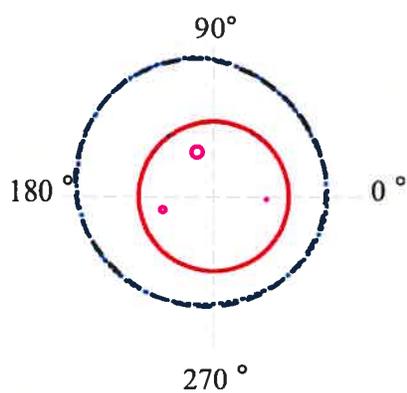
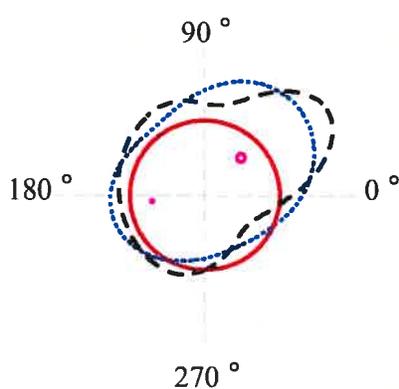


Fig. B. 1 Valeur RMS de la tension enregistrée aux 8 électrodes de la rangée centrale du brassard placé sur le membre supérieur de trois sujets qui ont réalisé une contraction isométrique et isotonique du biceps



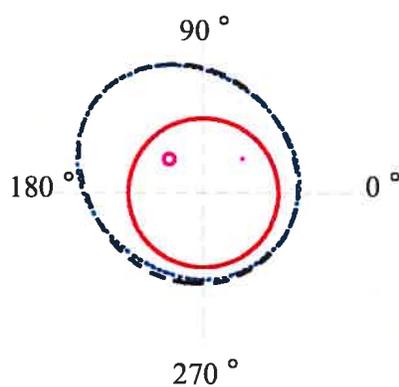
Sujet 1

Position angulaire (°)	Position radiale (%)	Intensité (%)
194	69.8	27.7
-5	69.8	5.1
113	69.8	67.2



Sujet 2

Position angulaire (°)	Position radiale (%)	Intensité (%)
48	69.8	79
187	69.8	21



Sujet 3

Position angulaire (°)	Position radiale (%)	Intensité (%)
135	69.8	96.3
37	69.8	3.7

Fig. B. 2 Résultats obtenus avec le modèle mathématique pour les enregistrements présentés à la figure B.1. Sur les courbes, la ligne rouge est la représentation circulaire du bras, la ligne pointillée bleue la courbe enregistrée extrapolée sur 360° et la ligne noire le potentiel de surface calculé à l'aide du modèle mathématique où 2 à 3 dipôles ont été impliqués (tableaux de droite).

Annexe C – Source dipolaire

Il est possible de représenter le potentiel d'action d'une unité musculaire à un temps précis avec un dipôle. Un dipôle est une paire de charges (q) de même amplitude, mais de polarités inversées (positive et négative), séparées par une petite distance.

Le potentiel enregistré à une distance (Gulrajani [26])

$$|r - r'| = [(x - x')^2 + (y - y')^2 + (z - z')^2]^{1/2}$$

peut être calculé comme suit :

$$V(M) = \frac{P}{4\pi\sigma} \cdot \frac{(r - r')}{|r - r'|^3}$$

Avec P représentant le moment dipolaire et σ la conductivité du milieu (S/m)

Il est important de noter que dans le montage expérimental développé, il existe des frontières au milieu conducteur. Ainsi, la grille de référence (le fond du bassin) et l'interface entre l'air et la solution saline sont deux frontières qui, si elles sont trop proches du dipôle et des électrodes d'acquisition, peuvent influencer le signal enregistré. Au niveau du muscle, il existe des frontières qui

doivent aussi être considérées (les extrémités musculaires). Afin d'éviter de tenir compte de ces frontières, il devient intéressant de créer un milieu expérimental qui assez long pour que l'air et la grille de référence n'ai qu'une influence minimale sur le signal acquis aux électrodes.

Avec une conductivité de 0.21 S/m (telle que mesurée par le conductimètre pour les expériences à l'aide du montage expérimental), nous obtenons la courbe présentée à la figure C.1 (le moment dipolaire P est ajusté pour que la première donnée du graphique calculée à l'aide de l'équation théorique ai une valeur identique à celle mesurée expérimentalement).

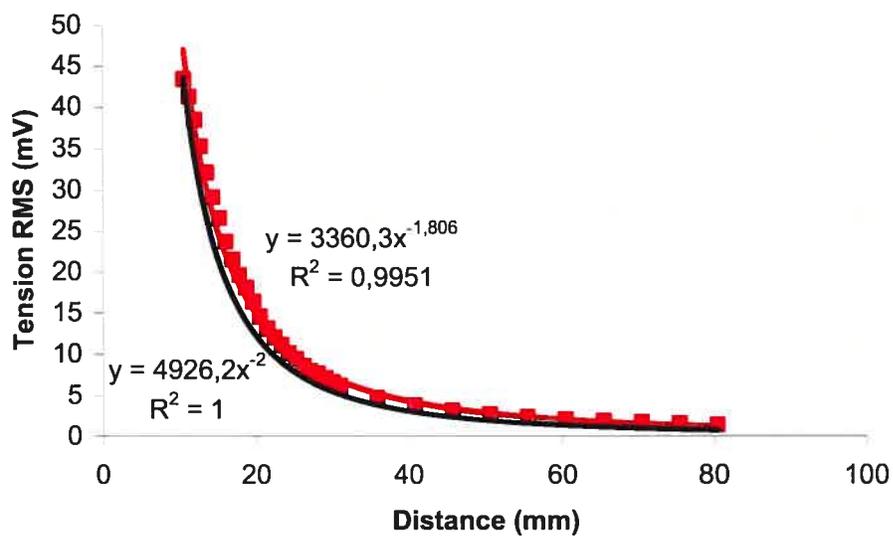


Fig. C. 1. Courbes analytique (noire) et expérimentale (rouge) de la tension enregistrée en fonction de la distance entre le dipôle et l'électrode d'enregistrement.

La courbe en rouge est celle présentée dans les résultats et donc celle que nous obtenons expérimentalement alors que la courbe en noire est celle calculée analytiquement. Les deux courbes sont similaires, ce qui nous laisse croire que les erreurs du montage expérimental sont faibles.

